



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ

INSTITUTE OF MACHINE AND INDUSTRIAL DESIGN

KONSTRUKCE SIMULÁTORU KOLENNÍHO KLOUBU

DESIGN OF KNEE JOINT SIMULATOR

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Vojtěch Polnický

VEDOUcí PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Martin Vrbka, Ph.D.

BRNO 2017

Zadání diplomové práce

Ústav: Ústav konstruování
Student: **Bc. Vojtěch Polnický**
Studijní program: Strojní inženýrství
Studijní obor: Konstrukční inženýrství
Vedoucí práce: **doc. Ing. Martin Vrbka, Ph.D.**
Akademický rok: 2016/17

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č. 111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma diplomové práce:

Konstrukce simulátoru kolenního kloubu

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Kolenní kloub je po kloubu kyčelním nejčastěji implantovaným kloubem v lidském těle. Hlavním důvodem selhání kolenních náhrad je jejich aseptické uvolnění, zapříčiněné osteolýzou, která vzniká vlivem uvolněných otěrových částic při artikulaci náhrady. Proces opotřebení má přímou souvislost se třením a zejména s mazáním, proto je snahou pozorovat in-situ utváření mazacího filmu mezi třecími povrchy náhrady. Znalost utváření mazacího filmu v totální endoprotéze kolene může výrazně přispět k dalšímu vývoji náhrad při snaze zabránit jejich selhávání a následné nutnosti revizních operací.

Typ práce: vývojová - konstrukční

Projekt: specifický vysokoškolský výzkum

Cíle diplomové práce:

Hlavním cílem práce je vyvinout simulátor umělého kolenního kloubu za účelem pozorování mazacího filmu mezi třecími povrchy pomocí optické interferometrie a fluorescenční mikroskopie.

Díličí cíle diplomové práce:

- analyzovat současně používané simulátory náhrady kolene (včetně simulátoru kyčelního kloubu v laboratoři ÚK),
- definovat podmínky experimentů s ohledem na kinematické a zátěžné podmínky v kolenním kloubu (standardy ISO),
- vytvořit návrh konstrukce simulátoru jako modul k simulátoru kyčelního kloubu,
- vytvoření cenových nabídek jednotlivých nakupovaných a vyráběných dílů,
- zajistit montáž a uvedení experimentálního zařízení do provozu.

Požadované výstupy: funkční vzorek, průvodní zpráva, výkresy součástí, výkres sestavení, digitální

data.

Rozsah práce: cca 72 000 znaků (40 - 50 stran textu bez obrázků).

Struktura práce a šablona průvodní zprávy jsou závazné:

http://dokumenty.uk.fme.vutbr.cz/BP_DP/Zasady_VSKP_2017.pdf

Seznam literatury:

ISO 14243-1:2009(E): Implants for surgery — Wear of total knee-joint prostheses — Part 1: Loading and displacement parameters for wear-testing machines with load control and corresponding environmental conditions for test. Second edition (2009-11-15). Switzerland: ISO, 2009.

ISO 14243-3:2014(E): Implants for surgery — Wear of total knee-joint prostheses — Part 3: Loading and displacement parameters for wear-testing machines with displacement control and corresponding environmental conditions for test. Second edition (2014-11-01). Switzerland: ISO, 2014.

SAIKKO, Vesa, Tiina AHLROOS a Olof CALONIUS. A three-axis knee wear simulator with ball-on-flat contact. Wear. 2001, 249(3-4), 310-315. DOI: 10.1016/S0043-1648(01)00567-1. ISSN 00431648.

VRBKA, Martin, David NEČAS, Martin HARTL, Ivan KŘUPKA, Filip URBAN a Jiří GALLO. Visualization of lubricating films between artificial head and cup with respect to real geometry. Biotribology. 2015, 1-2, 61-65. DOI: 10.1016/j.biotri.2015.05.002. ISSN 23525738.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2016/17.

V Brně, dne 4. 11. 2016





prof. Ing. Martin Hartl, Ph.D.
ředitel ústavu



doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D.
děkan fakulty

ABSTRAKT

Diplomová práce je zaměřena na návrh a realizaci experimentálního přístroje, jehož účelem je vyvození dynamických a kinematických podmínek kolenní náhrady při cyklu chůze. Simulátor bude využíván ke studiu tvorby mazacího filmu v kontaktu stehenního dílu kolenní náhrady a polyethylenové vložky a k cyklickým testům opotřebení kolenních náhrad. Úvodem je práce zaměřena na popis pracovních parametrů kolenních náhrad a rozbor konstrukcí simulátorů kolenního kloubu. Následuje popis koncepčních návrhů a výběr finální varianty. Výsledná konstrukce umožňuje realizovat dynamické a kinematické podmínky odpovídající normě ISO 14 243-3. Tvorba mazacího filmu je analyzována bezdotykovou optickou metodou fluorescenční mikroskopie. Součástí práce je kompletní výkresová dokumentace, schéma elektroinstalace, ověření funkčnosti simulátoru a podrobný návod k obsluze.

Klíčová slova:

simulátor kolenního kloubu, tribometr, fluorescenční mikroskopie, tloušťka mazacího filmu

ABSTRACT

The diploma thesis is focused on the design and realization of an experimental device. The purpose of device is the simulation of dynamic and kinematic conditions of knee replacement during the walking cycle. The simulator will be used to study the formation of the lubricating film in contact of the femoral component and the polyethylene spacer, and to the cyclic wear tests for knee replacements. First part of thesis is focused on the description of working parameters of knee replacements and analysis of knee joint simulators. The description of conceptual design and selection of the final variation follows. The final design allows simulation of dynamic and kinematic conditions of ISO 14 243-3. Creation of lubricating film is analyzed by the non-contact optical fluorescence microscopy method. The work includes complete drawing documentation, wiring diagram, verification of the functionality of the device and detailed operating instructions.

Key words:

knee joint simulator, tribometer, fluorescent microscopy, lubrication film thickness

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

POLNICKÝ, V. *Konstrukce simulátoru kolenního kloubu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2017. 82 s Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Martin Vrbka, Ph.D.

ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že předloženou práci jsem vypracoval samostatně pod vedením doc. Ing. Martina Vrbky, Ph.D. Použil jsem zdroje uvedené v seznamu použité literatury.

V Brně dne

.....

Vojtěch Polnický

PODĚKOVÁNÍ

Tímto chci upřímně poděkovat vedoucímu práce doc. Ing. Martinu Vrbkovi, Ph.D. za odborné vedení, poskytnuté rady a podporu. Následně Ing. Romanu Látalovi za pomoc při úvodním testování přístroje. Zároveň děkuji všem svým přátelům a kolegům za morální podporu a konstruktivní kritiku při řešení této práce a v délce celého studia.

OBSAH

1 Úvod	9
2 Shrnutí současného stavu poznání odborné problematiky	10
2.1 Anatomický popis kolenního kloubu	10
2.2 Kolenní náhrada	10
2.2.1 Totální kolenní náhrada	11
2.2.2 Částečná kolenní náhrada	12
2.3 Materiály kolenních náhrad	13
2.3.1 Kovové slitiny	13
2.3.2 Keramické povlaky	13
2.3.3 Polymery	14
2.4 Geometrie kolenních náhrad	14
2.5 Biomechanika kolenních náhrad	15
2.5.1 Zatížení kolenních náhrad	15
2.5.2 Kinematika kolenních náhrad	16
2.5.3 Tribologická soustava totální kolenní náhrady	17
2.6 Experimentální měření tloušťky mazacího filmu	18
2.6.1 Optická interferometrie	18
2.6.2 Fluorescenční mikroskopie	19
2.7 Kolenní simulátory	20
3 Analýza problému a cíl práce	26
3.1 Cíl práce a rozsah autorovy práce	27
4 Koncepční řešení	28
4.1 Návrh Alfa	28
4.2 Návrh Beta	30
4.3 Návrh Gama	32
4.4 Zvolená varianta	34
5 Konstrukční řešení	35
5.1 Uzel AP	36
5.2 Uzel FE	38
5.3 Uzel axiálního zatížení	40
5.4 Pohonné jednotky	41
5.5 Upínací přípravek	43
5.6 Vložka	43
5.7 Elektroinstalace	44
5.8 Řízení přístroje	46
5.9 Úvodní test funkce přístroje	47
5.9.1 Kalibrace zátěžného mechanismu	47
5.9.2 Test kolenního modulu	50
5.10 Cenová rozvaha	56
6 Diskuze	57
7 Závěr	59
8 Seznam použitých zdrojů	60
9 Seznam použitých zkratk, symbolů a veličin	63
10 Seznam použitých obrázků, grafů a tabulek	64
11 Seznam příloh	66
12 Přílohy	67

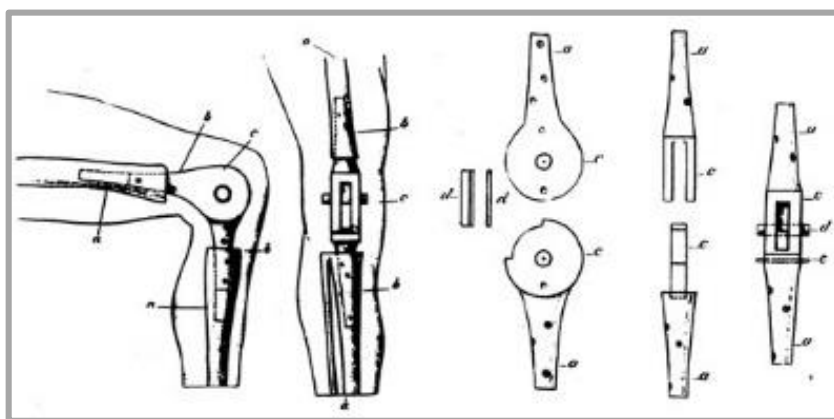
1 ÚVOD

Práce je zaměřena na návrh, konstrukční řešení a realizaci simulátoru kolenního kloubu, jenž vhodně reprezentuje podmínky tvorby mazacího filmu v kolenních náhradách při běžném cyklu chůze. Přístroj umožňuje zkoumat parametry vzniklého mazacího filmu metodou optické interferometrie nebo za využití principu fluorescentní mikroskopie.

Množství kolenních náhrad má z dlouhodobého hlediska rostoucí tendence, proto je důležité dobře porozumět procesům, jež mohou ovlivňovat životnost náhrad. Současně používané náhrady disponují životností okolo 20 let, což je pro mladší a aktivnější pacienty nedostačující. Selhání kolenní náhrady vede k reoperaci, což zvyšuje komplikovanost operace a rehabilitace pacienta. Při reoperaci je nutné kosti obrostlou náhradou vyjmout a usadit náhradu novou, to často vede k nutnosti umístit do oblasti kolene kostní štěp. Jako nejkritičtější faktor pro délku životnosti náhrady bylo identifikováno opotřebení vložky a zdravotní komplikace s tím spojené, jako například osteoporóza a infekce.

Totální kolenní náhrada se poprvé objevila na konci 19. století (Gluck's Ivory TKR) ve formě jednoduchého sklopného mechanismu vyrobeného se slonoviny, který byl ukotven do kostí za pomoci trnu a samotný ohyb kolene umožňoval čep. Následoval rozvoj nejen kolenních náhrad částečně podmíněn světovými válkami, jež čerpal z pokroku v chemickém a metalurgickém průmyslu a v medicíně. Počáteční konstrukce kolenních náhrad byly rozlišovány na náhrady anatomické a funkční. Anatomické si kladly za cíl vystihnout geometrii dosedacích ploch a zachovat co nejvíce tkáň v kolenním kloubu, zatímco funkční přístup usiloval o zjednodušení tvaru i lékařského zákroku. Rozdíly mezi těmito typy se postupně vytrácí a vzniká kompromisní konstrukce náhrady kolenního kloubu, ze které vychází i náhrady vyráběné dnes. V současné době jsou náhrady produkovány v různých provedeních, které dovolují pokrýt širokou poptávku. Vyráběny jsou primárně třískovým obráběním. Experimentální práce s technologií kovového 3D tisku má potenciál produkovat náhrady se sníženou hmotností a vhodnou porézností, což přispěje ke kvalitnějšímu přilnutí náhrady ke kosti.

Současné trendy v konstrukci kolenních simulátorů jsou zaměřeny převážně na analýzu opotřebení stykových ploch kolenních implantátů nebo na rozbor kinematiky a dynamiky kolenního kloubu, nikoli na tvorbu mazacího filmu. Práce vychází také z poznatků, postřehů a zkušeností nabytých pracovníky tribologických laboratoří ÚK FSI VUT v Brně, jež se podílejí na realizaci a práci se simulátorem kyčelního kloubu.

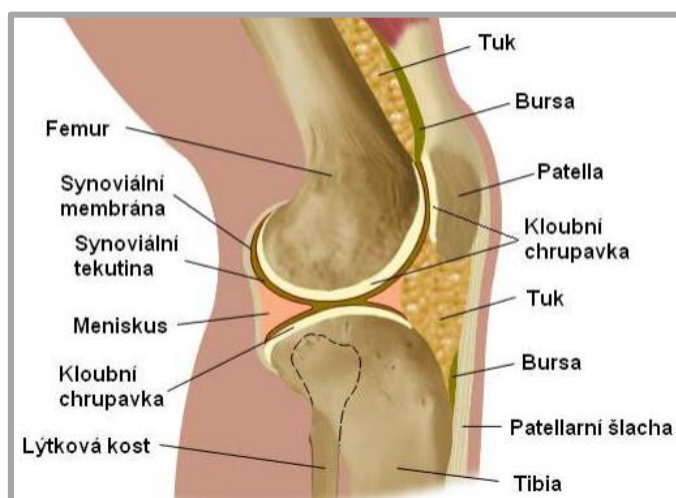


Obr. 1 Gluck's ivory TKR [20]

2 SHRnutí SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ ODBORNÉ PROBLEMATIKY

2.1 Anatomický popis kolenního kloubu

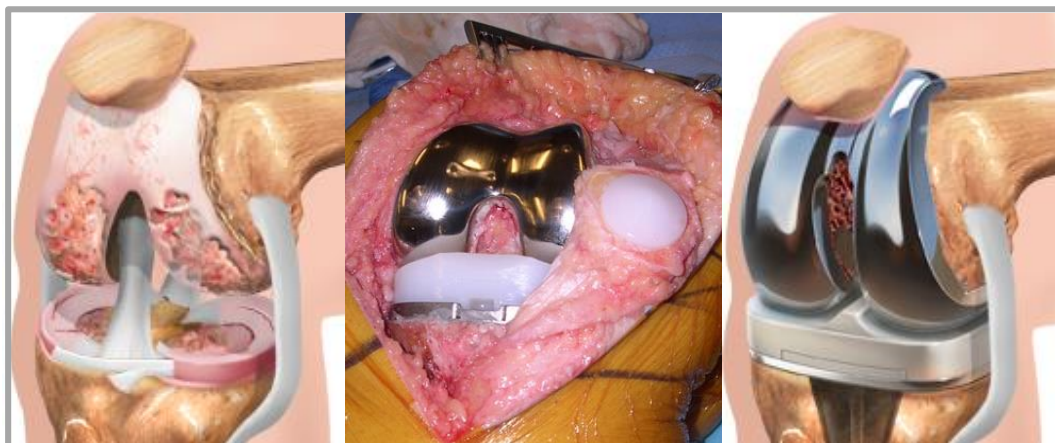
Kolenní kloub je největším kloubem v lidském těle, stýkají se v něm kosti **stehenní** (femur), **holenní** (tibia) a **česka** (patella) (obr. 2.1). Dovoluje široký rozsah pohybu, reálně až tři translace a tři rotace, ovšem dominantním pohybem je ohnutí kolene, jenž probíhá v sagitální rovině. To je reprezentováno flexí a extenzí. Koleno je inkongruentním kloubem, neboť plochy stehenní a holenní kosti do sebe přesně nezapadají. Mezi stehenní kostí a holenní se nachází meniskus, což je vazivová chrupavčitá pohyblivá vložka napojena na přední a zadní zkřížené vazy. Zvyšuje konformitu mezi stehenní a holenní kostí a také tlumí rázy [1].



Obr. 2.1 Anatomický popis kolenního kloubu [21]

2.2 Kolenní náhrada

Kolenní náhrada slouží k operativnímu a nevratnému nahrazení poškozených stykových ploch kolenního kloubu, což umožňuje při správné rehabilitaci opětovné nabytí téměř plného rozsahu pohyblivosti kolene (viz. obr. 2.2).



Obr. 2.2. Proces operace totální náhrady kolenního kloubu [22]

2.2.1 Totální kolenní náhrada

2.2.1

Úkolem totální kolenní náhrady je úplné nahrazení nefunkčního kolenního kloubu při onemocnění artrózou nebo po úrazech. Je složena ze čtyř hlavních částí, které při správném operačním a rehabilitačním procesu dovolují pacientovi plný rozsah pohybu. Pro usazení stehenního, holenního dílu a dílu česky je nutné odstranit kolenní části těchto tří kostí.



Obr. 2.2.1-1 Díly totální kolenní náhrady (zleva: holenní díl, díl česky, vložka, stehenní díl) [23]

Stehenní díl náhrady (obr. 2.2.1-1), s patrnými dosedacími plochami reprezentující obě kondyly a čepy pro zasazení části do stehenní kosti pacienta, jsou vyráběny ze slitin kobaltu, chromu, niklu a molybdenu a často povlakovány pro lepší třecí a mechanické vlastnosti. V současnosti jsou používány dva typy stehenních dílů. Typ zadní stabilizovaný, který se vyznačuje drážkou mezi kondylů. Znemožňuje zachování zkřížených kolenních vazů, což je kompenzováno tvarem polyetylenové vložky mající výrazný výstupek ve středu. Typ zachovávající zkřížené kolenní vazy nemá drážku a vložka je plochá. Tento typ je vhodný pouze pro pacienty se zdravými zkříženými kolenními vazy a silnou tkání v prostoru kolene.

Holenní díl (obr. 2.2.1-1) se vyznačuje jedním nebo dvěma trny, jež slouží ke stabilnímu usazení dílu do holenní kosti, a svrchní ploškou s drážkami, na kterou je umístěna polyetylenová vložka. Trn holenního dílu v provedení mobilní vložky obsahuje dutinu pro usazení trnu polyetylenové vložky, což dovoluje rotaci vložky a širší rozsah pohybu. K výrobě holenního dílu jsou využívány slitiny titanu pro svou pružnost, pevnost a lehkost.

Polyetylenová vložka (obr. 2.2.1-1), která se nachází mezi stehenním a kolenním dílem náhrady, tvoří spolu se stehenním dílem stykovou dvojici, mezi kterou vznikají třecí interakce. Vložka zastává také tlumící funkci menisku, který je při operaci úplně odstraněn. Polyetylenové vložky mohou být v provedení s výstupkem zapadajícím do stehenního dílu náhrady, nebo ploché. Další provedení vložky jsou fixní a mobilní. Fixní vložky jsou ze strany holenní kosti ploché, nebo s malými stabilizačními výstupky. Mobilní vložky mají trn, jenž zapadá do dutiny v holenním

díle náhrady, a dovolují rotaci vložky, čímž zvyšují pohyblivost kloubní náhrady. V praxi jsou fixní vložky upřednostňovány, protože ke stabilitě mobilní polyetylenové vložky jsou nutné zdravé a silné svalové tkáně v oblasti kolene. Mobilní vložky však distribuují zatížení lépe a tím přispívají ke zvýšení životnosti náhrad. Materiál vložky je vysokopevnostní polyetylen, který má dobré třecí vlastnosti, ale hůře odolává cyklickému zatěžování. Některé typy kolenních náhrad mají holenní díl a vložku sjednocenou do jednoho polyetylenového dílu, který je zasazen přímo do holenní kosti, což snižuje náklady, ale i životnost náhrady.

Díl česky (obr. 2.2.1-1) kupolovitého tvaru s výstupky, pro zvýšení stability dílu, je umístěn na vnitřní stranu česky tak, aby docházelo ke tření mezi dílem česky a stehenním dílem náhrady. Někteří chirurgové česku při zákroku totální kolenní náhrady ponechávají nedotčenou a díl česky nevsazují. Materiál použitý pro výrobu dílu česky je vysokopevnostní polyetylen nebo kombinace kovového podkladu s vrstvou vysokopevnostního polyetylenu [2].

2.2.2

2.2.2 Částečná kolenní náhrada

Na rozdíl od totální kolenní náhrady, která nahrazuje všechny kloubní plochy stehenní a lýtkové kosti, částečná kolenní náhrada slouží k úpravě povrchu pouze jedné z kondyl. Většinou neobsahuje díl česky. Zbylé tři díly částečné kolenní náhrady jsou upraveny na zmenšený region jediné kondyly, ale zachovávají vlastnosti, tvar a funkci dílů totální kolenní náhrady. Částečná náhrada nemusí poskytovat svou geometrií při chůzi takovou oporu, neboť operace nevyžaduje tak razantní zásah do vazivové tkáně v kolenní, což dovoluje produkovat polyetylenové vložky částečných náhrad i v plochém provedení [2].



Obr. 2.2.2-2 Částečná kolenní náhrada [24]

2.3 Materiály kolenních náhrad

2.3

Složitá geometrie kolenních náhrad spolu s cyklickým charakterem zatěžování, jež jsou vyvozeny každodenní lidskou aktivitou, kladou nároky na kvalitu a mechanické vlastnosti materiálu nejen stykových ploch náhrad. Současné materiály náhrad jsou převážně slitiny obsahující titan, kobalt, chrom, kompozity s polyetylenem, speciální trámčité materiály a keramika. Neexistuje jediný univerzální materiál použitelný pro všechny pacienty, neboť jsou na náhrady kladeny specifické nároky v závislosti na fyzické aktivitě pacienta a preferencích lékaře provádějící zákrok.

2.3.1 Kovové slitiny

2.3.1

Slitiny kovů jsou základním materiálem používaným nejen pro kloubní náhrady. Technologie jejich zpracování je v současnosti na vysoké úrovni, což dovoluje vytvářet slitiny s unikátními a vyváženými materiálovými vlastnostmi. Tíženými vlastnostmi kovových slitin pro náhrady je biokompatibilita s tělem pacienta, pevnost, korozní odolnost, odolnost proti cyklickému opotřebení a váha srovnatelná s kostní tkání. Chrom zvyšuje korozní odolnost, molybden pevnost a kobalt tvrdost. Titanové slitiny, obsahující hliník a vanad, jsou nejpružnější ze všech používaných materiálů náhrad a mají nižší váhu. Typ použitého materiálu se často liší pro jednotlivé části náhrady [3, 4].

2.3.2 Keramické povlaky

2.3.2

Povlakováním základového kovového materiálu náhrad lze dosáhnout výrazného zlepšení třecích vlastností a tvrdosti stykových ploch. Keramické povlaky jsou z pohledu biokompatibility, tvrdosti, odolnosti proti otěru a smáčivosti pro povlakování náhrad ideální. Smáčivost podporuje rovnoměrnou distribuci kloubní kapaliny a tím přispívá ke snížení koeficientu tření v kolenní náhradě. Keramické povlaky mohou také tvořit bariéru mezi základním kovovým materiálem a tkání pacienta, který může být na určité prvky slitiny alergický.

Alumina (Al_2O_3) je velmi tvrdým a chemicky stabilním keramickým materiálem s nízkým koeficientem tření. Je produkován s nežádoucí porozitou, jež je snižována přidáváním vápníku a hořčíku. Snižování porozity však vede ke snižování odolnosti proti šíření trhlin.

Zirconia (ZrO_2) je pevným keramickým materiálem s dvojnásobnou lomovou houževnatostí a pevností v ohybu ve srovnání s povlakem Alumina, ale s horší chemickou stabilitou. Povlaky Zirconia mají až 5 krát nižší koeficient tření v porovnání s nepovlakovaným kovem při interakci s polyetylenem. Povlaky Zirconia a Alumina tvoří často kompozit.

Nitrid titanu (TiN) je výrazně tvrdším keramickým materiálem, ve srovnání s Aluminou, s velmi hladkým povrchem a vysokou biokompatibilitou.

Oxinium (OxZr) je kompozitní materiál, který se skládá z kovového podkladu slitiny zirkonu, jenž přechází do keramické formy oxidu zirkoničitého na povrchu. Vyznačuje se vysokou biokompatibilitou, odolností proti otěru a zvýšenou lomovou houževnatostí bez křehkosti čistě keramických materiálů. Kovový podklad Oxinia poskytuje lepší přílnavost povlaku na základový kovový materiál. Životnost kolenních náhrad opatřenými povlakem Oxinium je oproti povlakům Alumina nebo Zirconia o 5 až 10 let větší [3, 4].

2.3.3

2.3.3 Polymery

Vysokopevnostní polyetylen je široce používaným materiálem pro výrobu vložek vkládaných mezi stehenní a holenní díl náhrady a pro tvorbu vložek česky. Vložka zastává funkci stykového tělesa s nízkým koeficientem tření při interakci s kovovým nebo keramikou povlakovaným dílem náhrady a tlumí rázy při chůzi. Výhodami vysokopevnostního polyetyleny jsou také jeho dostupnost a biokompatibilita. Negativními vlastnostmi je nízká odolnost vůči cyklickému zatěžování a únavová degradace, jenž může mít za následek infekci nebo nestabilitu při chůzi. Síťovaný vysokopevnostní polyetylen má tyto nežádoucí vlastnosti potlačit, jeho výroba je však vysoce náchylná na strukturální nedokonalosti.

Vysoce křížený polyetylen je odnoží polyetyleny s vyšší odolností vůči oxidaci a opotřebení. Tento materiál je však náchylný k šíření únavových trhlin, má nižší houževnatost a mez pevnosti v tahu, z důvodu změněného řetězení uhlíku. Při výrobním procesu je využívána tepelná stabilizace a gama záření v inertní atmosféře.

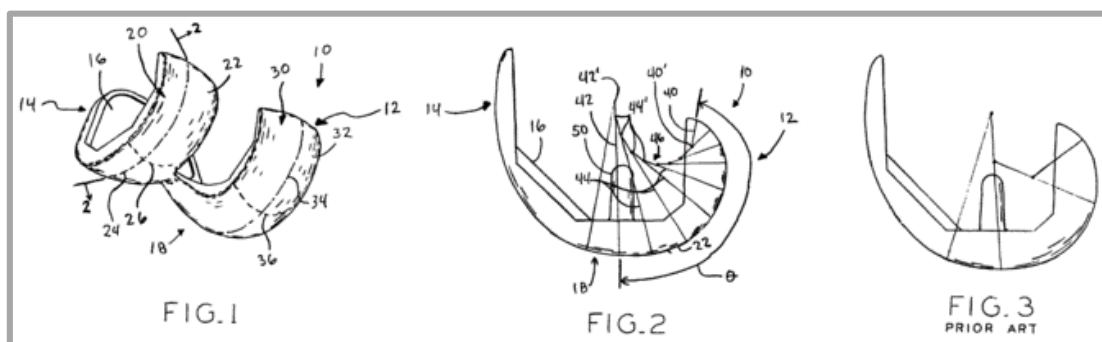
Posledním trendem v materiálech náhrad je polyetylen obohacený o vitamín E, což je biokompatibilní antioxidant, jenž má snížit negativní reakci těla na uvolněné částičky náhrady. Nanášení vitamínu je prováděno přimícháním před vytvrzením a radiačním síťováním, nebo infuzí pomocí homogenizovaného tepelného procesu po radiačním síťování [3, 4, 5].

2.4

2.4 Geometrie kolenních náhrad

Koleno je inkongruentním kloubem, neboť plochy stehenní a holenní kosti do sebe přesně nezapadají. To dovoluje širokou variaci pohybů ve vícero osách. Tvar dosedacích ploch kostí je možné definovat po částech jako oblouky s jasným poloměrem a středem. Geometrie totálních kolenních náhrad vychází převážně ze zachování fyziologické funkce kloubu, tedy umožnění pohybu srovnatelného se zdravým kloubem. Další důležité parametry ovlivňující geometrii jsou rozložení stykového tlaku, napětí a výrobní složitost. Implantáty jsou produkovány v rozměrových řadách, které svým rozpětím reagují na poptávku. Výrobci kolenních náhrad se v detailech geometrie často rozcházejí, a tvoří tak nezaměnitelné sady, jež se zaměřují na zvýšení stability náhrady při kroku, zlepšení rozsahu pohybu, změnu rozložení stykového tlaku nebo snížení váhy implantátu.

Vzhledem k převládajícímu počtu žen s totální kolenní náhradou jsou produkovány i kolenní implantáty se specifickou geometrií dle pohlaví pacienta. Přínos těchto náhrad bývá však zpochybňován navzdory tomu, že vykazují mírně rozdílné kinematické znaky. Zvláště při pohybu dílu česky po stehenním dílu náhrady. Důvodem rozdílné kinematiky mužských a ženských kolenních náhrad je rozličné rozložení váhy a stavba těla. Běžnou praxí je použít při operaci ženských pacientů náhrady menších univerzálních rozměrových řad [1, 4, 6].



Obr. 2.4 Geometrie kolenní náhrady typu „J-křivka“ od společnosti Zimmer [25]

2.5 Biomechanika kolenních náhrad

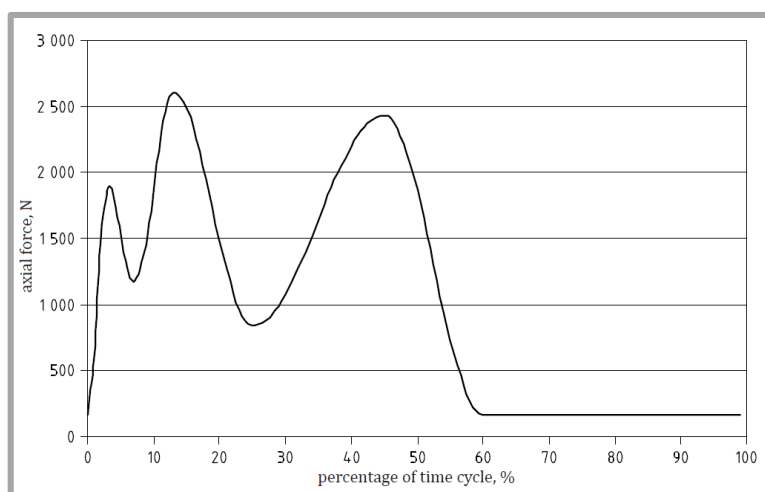
2.5

2.5.1 Zatížení kolenních náhrad

2.5.1

Při běžné chůzi je kloub zatěžován až tři a půl násobkem tělesné hmotnosti pacienta. Zatížení ještě roste s náročnými tělesnými úkony, například nošení břemene, chůze do schodů nebo sestup ze svahu. Přesné rozložení zatížení se může lišit dle životního stylu a pohybových návyků. Periodický průběh axiální síly působící v kolenním kloubu je vztažen k fázi kroku, který je definován s **frekvencí 1 Hz**.

Přesné hodnoty a průběh axiálního zatížení je převzat z normy ISO 14 243-3, spolu s dovolenými tolerancemi, které činí 5 % maximální hodnoty zatížení [4, 7].



Graf. 2.5.1 Průběh axiálního zatížení náhrady kolenního kloubu [7]

2.5.2

2.5.2 Kinematika kolenních náhrad

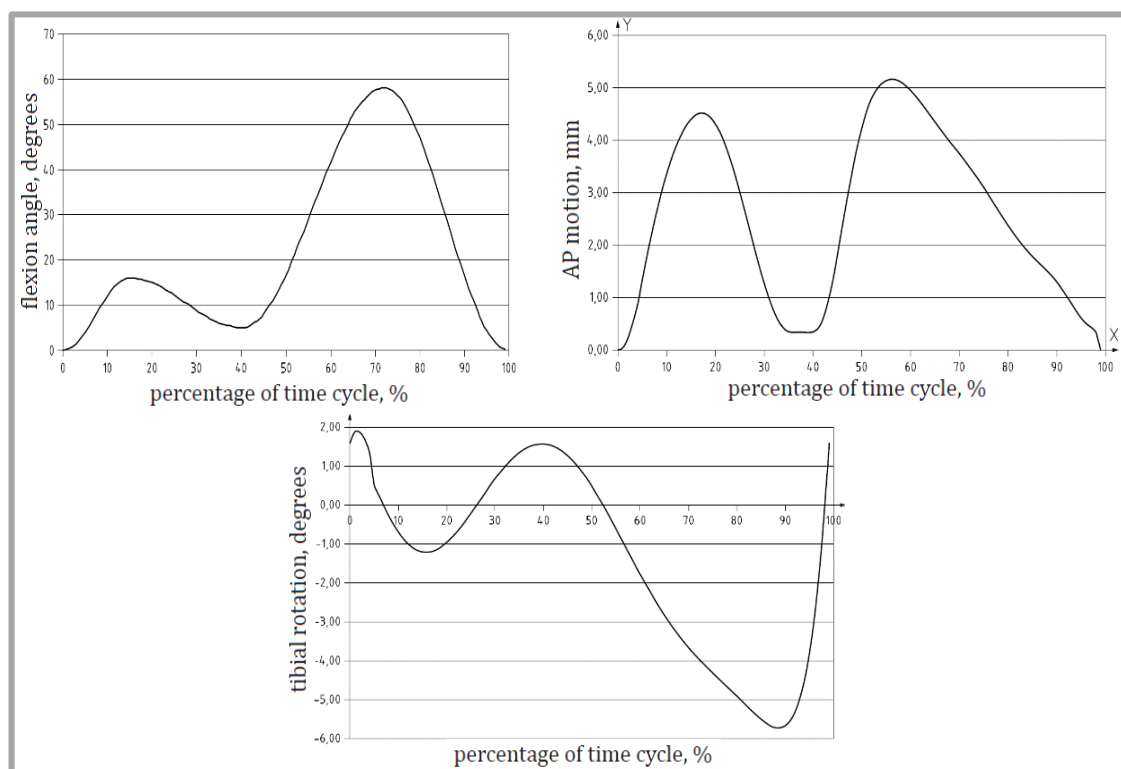
Fyziologický pohyb kolenního kloubu, a tedy i totální kolenní náhrady, se stává z kombinace vzájemného valení, rotace a posuvů kostí. Zdravý kloub umožňuje tři translace a tři rotace v omezeném rozsahu. Pro náhrady kolenního kloubu jsou dle normy ISO 14 243-3 definovány tři hlavní pohyby.

Dominantním pohybem je flexe a extenze odehrávající se v sagittální rovině (rovina XZ, obr. 2.5.2-2), které jsou realizovány pokrčením a natažením kolenního kloubu kolem osy y. Fáze flexe jsou definovány třemi stavy. Takzvané odemknutí kloubu je spojeno s počáteční rotací prvních 5° ze vzpřímené polohy. Následuje odvalování stehenní kosti po holenní, respektive po menisku. Závěrečná fáze se vyznačuje zmenšující se kontaktní plochou stehenní a holenní kosti a posunutím menisku v ose x. Česka během flexe i extenze klouže po stehenní kosti v prostoru mezi kondyly. Rozsah přirozené flexe: chůze 0° až 65°-68°; výstup do schodů 0° až 84°; sestup ze schodů 0° až 90°; sed 0 až 110°; dřep 130° až 140°. Extenze je jevem opačným k flexi. Po dosažení vzpřímené polohy lze v extenzi pokračovat do hyperextenze, která by u zdravých jedinců neměla přesahovat 15°.

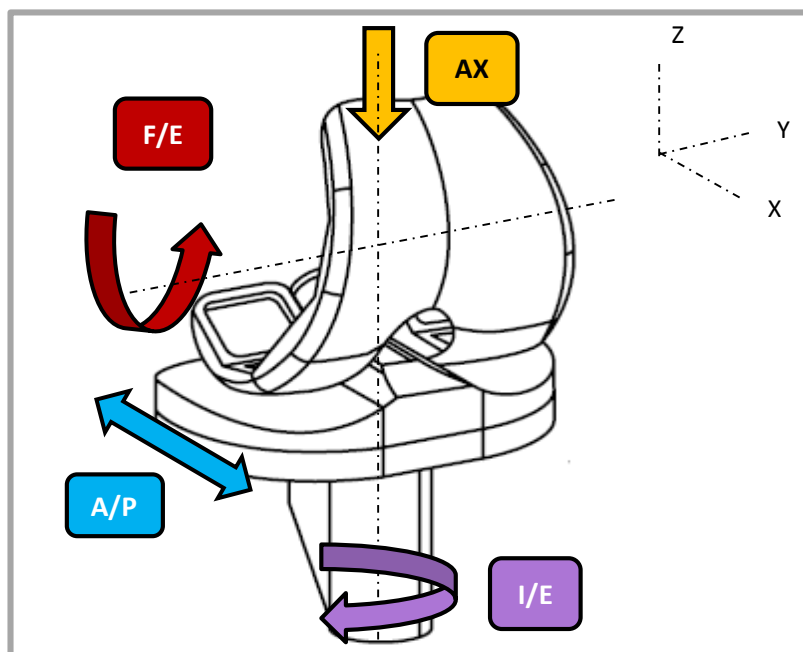
Interní a externí rotace kolenního kloubu je závislá na flexi. Maximální rotace kolem osy z je až 20° a nastává při flexi 45° až 90°. Při chůzi je hodnota rotace kolem osy z 2° až 6°. Zvýšeným zatížením kolenního kloubu může být interní a externí rotace omezena.

Posuv stehenní kosti v ose x, též zvaný anteriorní a posteriorní posuv, způsobený přesunutím okamžitého středu křivosti stehenní kosti nabývá při chůzi hodnot -7 až 2 mm.

Přesné hodnoty a průběhy výše uvedených pohybů pro cyklus chůze jsou převzaty z normy ISO 14 243-3, spolu s dovolenými tolerancemi řízení [4, 7, 8].



Graf. 2.5.2-1 Průběh jednotlivých pohybů náhrady kolenního kloubu [7]



Obr. 2.5.2-2 Schéma pohybů a zatížení kolenní náhrady dle normy ISO [7]

žlutá - axiální zatížení; červená – rotace flexe/extenze; modrá – translace anterior/posterior, fialová – rotace interní/externí

2.5.3 Tribologická soustava totální kolenní náhrady

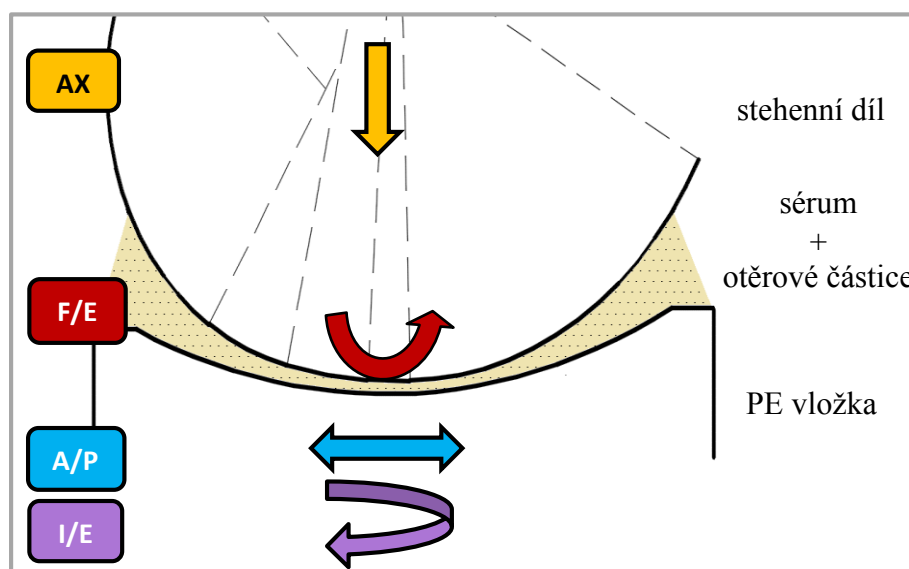
2.5.3

Při chůzi dochází ke styku broušených ploch kovového nebo keramického stehenního dílu a polyethylenové vložky za přítomnosti kloubních tekutin, které působí jako mazivo v kontaktu s okolním prostředím, např.: svaly a šlachy. Mohou tak vznikat procesy kontaktní, třecí, mazací a opotřebení. Kontaktní plochy stykových těles jsou leštěny pro dosažení nízké drsnosti, což má pozitivní účinek při snižování koeficientu tření v kontaktu a tím zvyšuje životnost náhrad.

V rámci práce byla analyzována totální kolenní náhrada ZIMMER NexGen CR PC, jež se v ČR řadí mezi nejpoužívanější typy (stehenní díl: 5966-15-02, vložka: 90-5970-40-10, holenní díl: 5980-47-01). Pomocí optické digitalizace za použití systému ATOS TripleScan byla získána geometrie dílů totální kolenní náhrady pro zjištění křivosti stykových ploch. Drsnost stehenního dílu ($R_a \approx 0,05 \mu\text{m}$) a vložky ($R_a \approx 0,18 \mu\text{m}$) byla změřena pomocí přístroje profilometru Bruker Controur GT X8.

Mazivo aplikované do kontaktu je vepřové sérum, které reprezentuje synoviální kapalinu, jejíž hlavní funkcí ve zdravém kloubu je snižování tření mezi chrupavkami a jejich výživa. Při zavedení kolenní náhrady má funkci pouze mazací. Kapalina obsahuje: vodu, proteiny, kyselinu hyaluronovou, fosfolipidy a glykoproteiny. Vzájemný poměr složek přímo určuje mazací vlastnosti kapaliny. Dynamická viskozita séra a synoviální kapaliny je závislá na smykové rychlosti a její hodnoty se pohybují mezi 0,04 až 0,0025 Pa·s. Sérum je vhodné temperovat na tělesnou teplotu 37 °C, pro shodnější podmínky testu a náhrady zavedené v těle pacienta. Během činnosti náhrady se do maziva uvolňují ošetrové částice, např.: vložky polyethylenu nebo kovové partikule.

Vložka má tendence se pod zatížením výrazně deformovat, neboť je vyrobena z materiálu o menší pevnosti než stehenní díl. Kontaktní parametry jako jsou velikosti stykové plochy, hodnota a rozložení stykového tlaku, jsou získávány za využití konečno prvkových analýz. Dle práce T. Stewarta a kolektivu jsou maximální hodnoty stykového tlaku v kontaktu mezi kovovým stehenním dílem a PE vložkou 18 až 26 MPa. Tvar obecné stykové plochy odpovídá obdélníku se zaoblenými rohy, jenž často přechází v elipsu. Maximální velikost stykové plochy se pohybuje mezi 350 až 400 mm² [9, 10].



Obr. 2.5.3 Tribologická soustava totální kolenní náhrady

2.6 Experimentální měření tloušťky mazacího filmu

2.6.1 Optická interferometrie

Optická interferometrie dovoluje měření tloušťky mazacího filmu přímo v kontaktu stykových těles i při jejich vzájemném pohybu. Princip vychází z interference světla, kterou můžeme například sledovat jako duhové odlesky na mýdlových bublinách. Světlo, jež dopadá na průsvitnou vrstvu s paralelními plochami pod určitým úhlem, je z části lámáno právě do průsvitné vrstvy a z části odraženo do prostoru. Světelný svazek, který je lámán do vrstvy, se odráží od spodní plochy a vychází z vrstvy ven. Na rozhraní původního prostředí a průhledné vrstvy je paprsek opět lámán. Přechodem do původního prostředí jsou některé vlnové délky lámáného paprsku zesilovány a jiné zeslabeny. Vzniklé odražené a lámáné paprsky jsou navzájem zpožděny, čímž vzniká měřitelný fázový posun. Typ zdroje světla přímo určuje zabarvení vzniklých interferenčních proužků. Bílé světlo, jež obsahuje více vlnových délek, tvoří duhově zabarvené proužky, kdežto při použití monochromatického zdroje světla jsou pozorovány černé a bílé proužky.

V roce 1961 byla interferometrie poprvé aplikována pro výzkum EHD mazání bodového kontaktu J. F. Archardem a M. T. Kirkem. Jako model byl použit kontakt dvou válců s mimoběžnými osami, jenž byl osvětlen bílým světlem. V kontaktu byly sledovány interferenční proužky stejné tloušťky, proměnné dle aplikovaného zatížení a vzájemné rychlosti třecích těles. Cameron a Gohar rok po té popsali použití optické interferometrie v kontaktu ocelové kuličky a skla s vysokým indexem lomu. Na základě interferogramů dokázali vytvořit detailní mapy tloušťky mazacího filmu, což následně porovnali numerickým řešením.

V současné době většina tribometrů využívající interferometrii vychází z návrhu právě Camerona a Gohara. Styková tělesa bývají kuličky nebo soudečky z chromové oceli, karbidu wolframu nebo keramiky, dosedající na skleněný nebo izotropní safírový disk. Na disk je napařena ze spodní strany vrstva oxidu křemičitého a chromu, na stranu horní protidrazová vrstva. Jako osvětlení kontaktu je používáno halogenových a xenonových výbojek. Samotné interferogramy jsou snímány soustavou mikroskopů a digitálních kamer nebo kamerami vysokorychlostními.

Výhodou je možnost bezkontaktního snímání celé kontaktní oblasti současně a vysoká prostorová rozlišitelnost. Tloušťka mazacího filmu je měřena nepřímou, což vyžaduje kalibraci optiky. Metoda neumožňuje studovat silnější filmy než 800 nm a výsledky měření mohou být silně ovlivněny kavitací v kontaktu [11].

2.6.2 Fluorescenční mikroskopie

2.6.2

Jedná se o optickou metodu měření množství maziva v kontaktu mezi stykovými tělesy, jejíž podstatou je sledování intenzity emise vyzářené fluoroforem. Jako fluorofor mohou sloužit molekuly, organické sloučeniny s aromatickými jádry či proteiny. Toto „barvivo“ absorbuje dopadající fotony, jež jsou následně vyzářeny s nižší energií, což se projevuje zvýšenou vlnovou délkou světla. Vzniklý svazek je následně filtrován a snímán za použití optických soustav, které obsahují objektiv mikroskopu, dichroický dělič paprsku, filtry, fokusovací čočky a vysokorychlostní kameru.

Fluorescenční mikroskopie byla poprvé aplikována pro tribologické účely v roce 1974 týmem Smart a Ford. Studie popisuje mazací vrstvu tvořící se ve válečkových ložiscích na kontaktu válečku a kroužku ložiska. Přirozená fluorescence maziva byla vybuzena rtuťovou výbojkou. Vlnové délky světla vybuzeného výbojkou se pohybovaly pod hranicí 400 nm, což je přibližná hodnota přirozené fluorescence oleje přítomného v kontaktu. Pro další experimenty Smart a Ford použili jako zdroj světla laser, což umožnilo zjednodušit použitou aparaturu, za cenu vzniku interferenčního vzoru, který bylo nutné před analýzou mazacího filmu odstranit. Reddyhoff a kol. využívají fluorescenční mikroskopii pro analýzu mazacího filmu v konfiguraci bal-on-disk, kde sledují proudění maziva v elastohydrodynamickém režimu. V kontaktu byl aplikován jako mazivo glycerol s 0,04 % rozpuštěného fluoroforu Eosin, které excitují v hodnotách vlnové délky 530 nm.

Výhodou fluorescenční mikroskopie je oproti optické interferometrii, nižší náchylnost na kvalitu odrazivosti a jakosti povrchu sledované stykové dvojice. Pokud není možné využít přirozené fluorescence maziv, jsou přidávány předem osvětlené fluorofory. Při zkoumání maziv je možné obarvit, a tím i sledovat, jeho jednotlivé

složky. Toho je využíváno například při zkoumání vlivu jednotlivých typů proteinů v synoviálních kapalinách, které jsou používány jako mazivo v kontaktech kloubních simulátorů. [12].

2.7**2.7 Kolenní simulátory**

Přístroje simulující pohyb a zatížení kolenních kloubů je možno rozdělit do dvou skupin.

První skupinou jsou stroje konstruované pro pozorování kinematických a dynamických dějů v kolenních kloubech (obr. 2.7-1). Jsou navrhovány speciálně pro tento účel v rámci práce výzkumných pracovišť nebo odporů na univerzitách a vysokých školách. Některé pracují s částmi lidských tkání, které jsou opatřeny senzory a upnuty do mechanismu, jenž simuluje různé zatěžovací podmínky kloubu. Jiné nahrazují tkáň kovovými díly se zachovanou geometrií. Tyto přístroje svým účelem a konstrukcí nekorespondují se zadáním, a proto nebudou podrobeny hlubšímu rozboru.



Obr. 2.7-1 Simulator kolenního kloubu [26]

Druhá skupina kolenních simulátorů je zaměřena pouze na sledování opotřebení vyrobených náhrad. Jedná se o komplexní přístroje, které realizují zatížení a pohyby přibližující se fyziologickým podmínkám v kolenních náhradách. Umožňují vzájemně posuzovat a porovnávat náhrady z různých materiálů, s rozdílnou povrchovou úpravou nebo s upravenou geometrií. To je uplatňováno při návrhu nových náhrad nebo zjišťování parametrů, které jsou pro životnost náhrad stěžejní. Množství testerů opotřebení kolenních náhrad je vyvinuto vysokými školami či univerzitami v rámci tribologických pracovišť, avšak většina komerčně používaných zařízení je dodávána renomovanými firmami jako AMTI, MTS Accutek a jiné. Tyto simulátory bývají často univerzální pro testování kolenních i kyčelních náhrad [13].

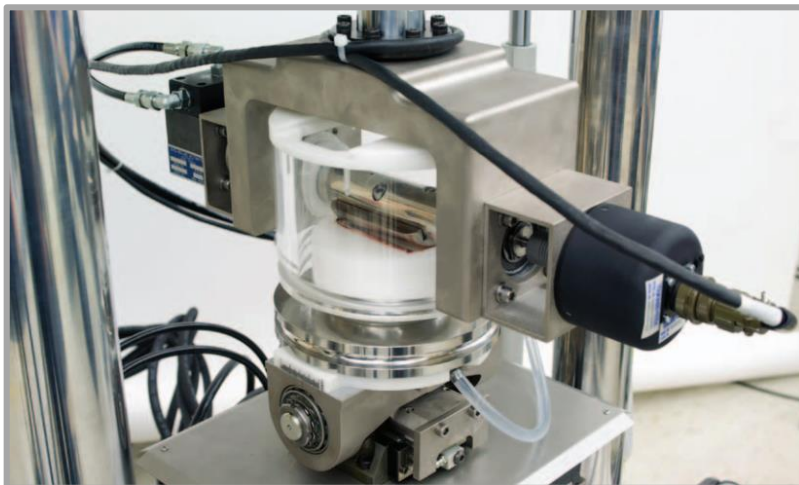
ADL knee simulator (obr. 2.7-2) vytvořený společností **AMTI**, který pracuje dle norem ISO 14243, ASTM F1715, ASTM F1800 a ASTM F1223, je vybaven třemi závislými stanicemi. Hřídel pro usazení stehenního dílu koná rotaci flexe/extenze a zároveň translaci anteriorní/posteriorní. Vložka uchycena na otočné platformě pod hřídelí stehenního dílu, koná rotaci interní/externí a neřízenou rotaci varus/valgus.

Platformě vložky je umožněno vertikálního pohybu, aby bylo kompenzováno proměnné zakřivení stehenního dílu. Axiální zatížení v kontaktu je vyvozeno hydraulickým motorem, jenž tlačí platformu vložky vzhůru proti stehennímu dílu. Sada hydraulických motorů slouží k pohonu všech řízených pohybů přístroje. Neřízené pohyby jsou vyvozeny tvarovým stykem v kombinaci s řízenými pohyby stehenního dílu a vložky. Je umožněno ovládání jednotlivých stanic zadáváním silových účinků nebo vzájemným posunutím komponentů náhrady [14].



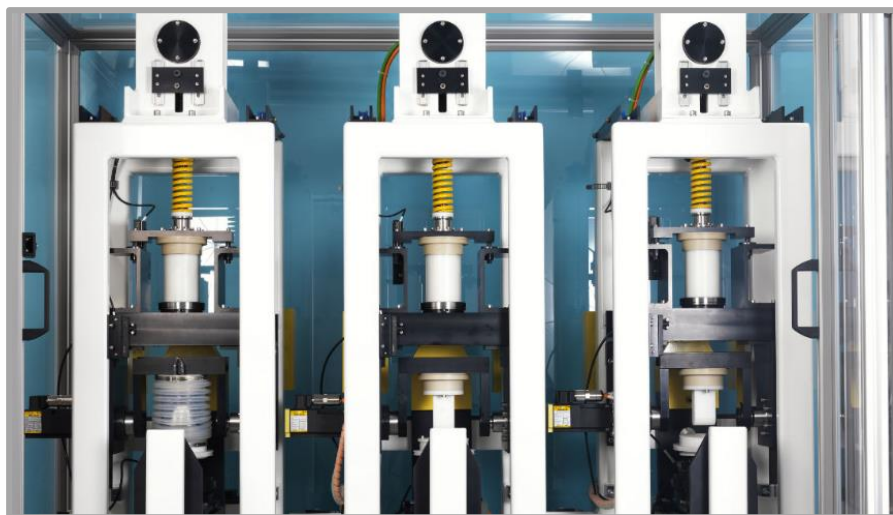
Obr. 2.7-2 ADL knee simulator [14]

Zařízení **Bionix Knee Wear Subsystem** (obr. 2.7-3) od společnosti **MTS**, pracující v souladu s normou ISO 14243, disponuje jednou stanicí pro testování opotřebení zjednodušené stykové dvojice excentricky uloženého kovového válce a polyethylenové desky s tvarovým vybráním. Servomotor uvádí na hřídeli upevněný kovový válec do rotace flexe/extenze. Konzole nesoucí pohon flexe/extenze a kovový válec jsou upevněny na svislé hřídeli, která s konzolí řízeně otáčí, čímž je realizována rotace interní/externí. Polyethylenová deska je upevněna na platformě, jež koná řízený posuv anteriorní/posteriorní a umožňuje neřízenou rotaci varus/valgus a také neřízenou translaci mediální/laterální. Tester je schopen pracovat při zvýšené teplotě a zalití stykové dvojice mazivem. [15].



Obr. 2.7-3 Bionix Knee Wear Subsystem [15]

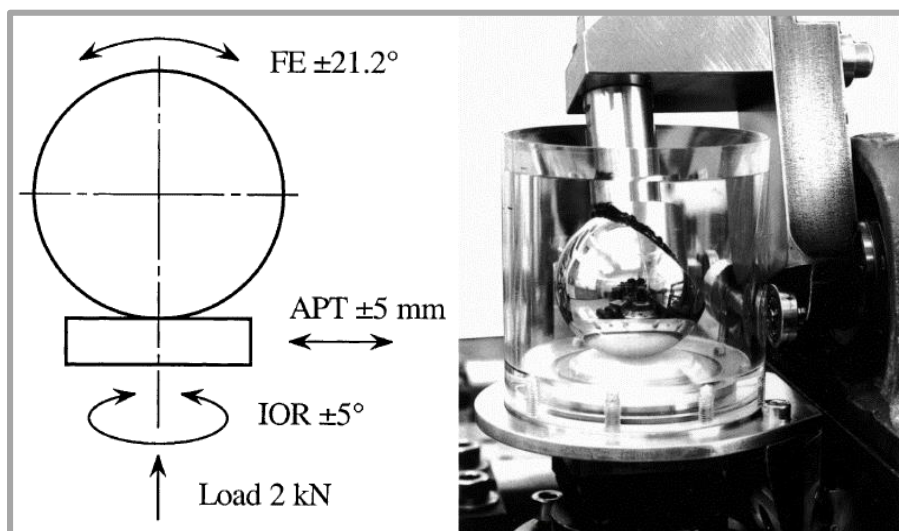
Společnost **ProSim** vyvinula univerzální zařízení (obr. 2.7-4), které je schopno provádět dlouhodobé testy opotřebení kolenních a kyčelních náhrad. Pracuje dle norem ISO 14243-1 a ISO 14243-3, ale poskytuje možnost širšího rozsahu zadání. Přístroj disponuje třemi stanicemi s nezávislými pohony a řízením, což umožňuje provádět větší rozsah testů. Maximální pracovní frekvence přístroje je dvojnásobná než předepisuje norma. Zatížení je realizováno rotačním pohonem, jenž pohání vačku, která během otáčky stlačuje pružinu. Každý zátěžný cyklus tedy musí být reprezentován vlastní unikání vačkou, jež musí být vždy do přístroje upevněna, což může mít negativní vliv při časté změně průběhu zátěžných cyklů. Zatížení o velikosti až 5000 N je přenášeno na pohyblivý rám, jemuž je díky lineárnímu vedení umožněn svislý pohyb. Pohyblivý rám nese pohon flexe/extenze a hřidel, na které je umístěn stehenní díl náhrady. Vložka je upevněna v otočné konzoli pro rotaci interní/externí, jež disponuje také čepem pro realizaci rotace varus/valgus. Rotace interní/externí je řízena servomotorem zatímco varus/valgus řízena není a vzniká přirozeným odvalováním stykových ploch o sebe. Mazivo těsněné pružným krytem je možné temperovat na teplotu až 40 °C. [16]



Obr. 2.7-4 ProSim Knee simulator [16]

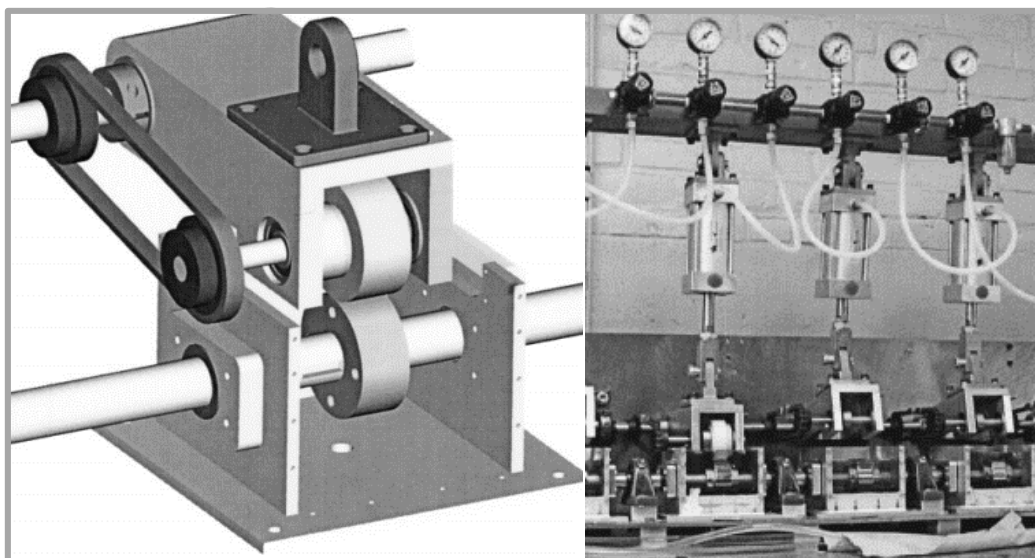
Kolenní simulátor, navržený **V. Saikko** a kolektivem, zjednodušuje složitou geometrii kolenní náhrady na jednoduchý kontakt ball-on-flat, při zjednodušené kinematice a dynamice pohybu (obr. 2.7-5). Stehenní díl náhrady je reprezentován leštěnou koulí o průměru 54 mm z chrom-kobaltové slitiny. Plochý polyetylenový disk, vyrobený z GUR 1050 o průměru 40 mm a tloušťce 5 mm, je umístěn pod koulí v ochranné nádobě pro možné zalití mazivem. Výsledná styková oblast je mírně elipsovitého tvaru a hodnoty stykového tlaku se pohybují mezi 12,3 až 17,6 MPa. Konstrukce přístroje se stává z hlavy a lůžka. Hlava nese a pohybuje stykovou koulí, za pomoci rotačního motoru a páky. Osa rotace motoru odpovídá ose rotace stykové koule. Do lůžka je upevněn polyetylenový disk opatřen nádobou pro zalití kontaktu mazivem. Za pomoci vačkového mechanismu, jež je situován pod diskem, je disk uveden do translace anteriorní/posteriorní. Interní/externí rotace disku je vyvozena lineárním pohonem působícím na páce, který je umístěn pod úrovní disku. Axiální zatížení je aplikováno staticky a je vyvozeno pákovým mechanismem usazeným ve spodní části přístroje. Účelem zařízení je zkoumání mechanických vlastností

polyetylenu a parametrů oddělujících se částíček. Pracovní cyklus přístroje byl 5 milionů opakování, což odpovídá 8 týdnům nepřetržitého provozu [17].



Obr. 2.7-5 Schéma a fotografie kolenního simulátoru [17]

Přístroj vytvořen **D.W. Van Citters** a kolektivem byl zkonstruován za účelem zkoumání materiálových vlastností polyetylenu (2.7-6). Zjednodušená styková tělesa jsou reprezentována polyetylenovým válcem GUR 1050 a leštěným válcem z kobalt-chromové slitiny, které mají rovnoběžnou osu rotace a tvoří liniový styk. Válce vykonávají pouze rotační pohyb, což umožňuje sledovat chování materiálu při vzájemném odvalu a prokluzu. Dosažená kontaktní oblast je obdélníkového tvaru. Stanice obsahuje šest modulů, při čemž je každý říditelný samostatně, jak z pohledu pohybu tak zatížení. Každý modul je osazen nádobou pro mazivo, které zastává i funkci chladiva. Zatížení v kontaktu je vyvozeno pneumatickým válcem, jenž přitlačuje polyetylenový válec na kovový. Hnací motor pohání přes převodovku hřídele, které jsou osazeny stykovými tělesy [18].

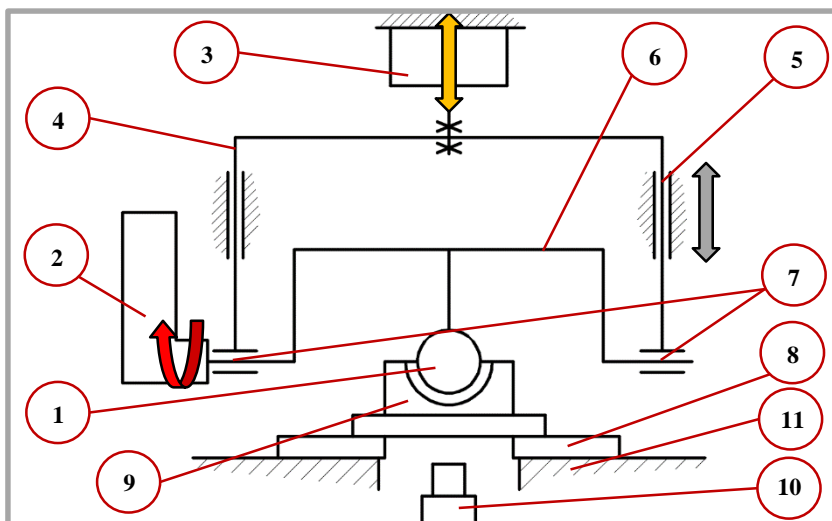


Obr. 2.7-6 Schéma a fotografie kolenního simulátoru [18]

Kyčelní simulátor (obr. 2.7-8), navržený **P. Žondou** a realizovaný na ÚK FSI VUT v Brně, jež slouží k pozorování tvorby mazacího filmu v kontaktu kyčelní náhrady a acetabula, pracuje dle normy ISO 14 242. Do přístroje jsou upínány přímo díly kyčelní náhrady, kdy je acetabulum opatřeno průhledem, nebo je použito acetabulum vyrobené z optického skla či plexiskla. Femorální díl koná rotaci flexe/extenze a jamka je usazena pevně. Použitou metodou ke sledování tvorby mazacího filmu v kontaktu je optická interferometrie, což klade zvýšené nároky na tuhost celé konstrukce.

Zatížení kontaktu je realizováno pneumatickým pístem, který tlačí posuvný rám spočívající na vertikálním lineárním vedení, směrem dolů (obr. 2.7-7). Kyvný rám spolu s pohonem rotace flexe/extenze je usazen v posuvném rámu. Hřídele spojují kyvný rám s posuvným rámem a také jedna z nich přenáší krouticí moment z motoru na samotný kyvný rám, čímž vykonává pohyb flexe/extenze. Na kyvném rámu je svěrným pouzdem upevněn upínací trn nesoucí stehenní díl náhrady. Jamka acetabula je usazena pod stehenním dílem na trojici siloměrů, jež snímají zátěžnou sílu během cyklu. V lůžku acetabula a základní desce je průhled, který umožňuje sledování kontaktu kamerou. Optické příslušenství není stálou součástí přístroje a je zcela odnímatelné. Pohonné jednotky, pneumatické komponenty a řídicí systém byly dodány společností FESTO.

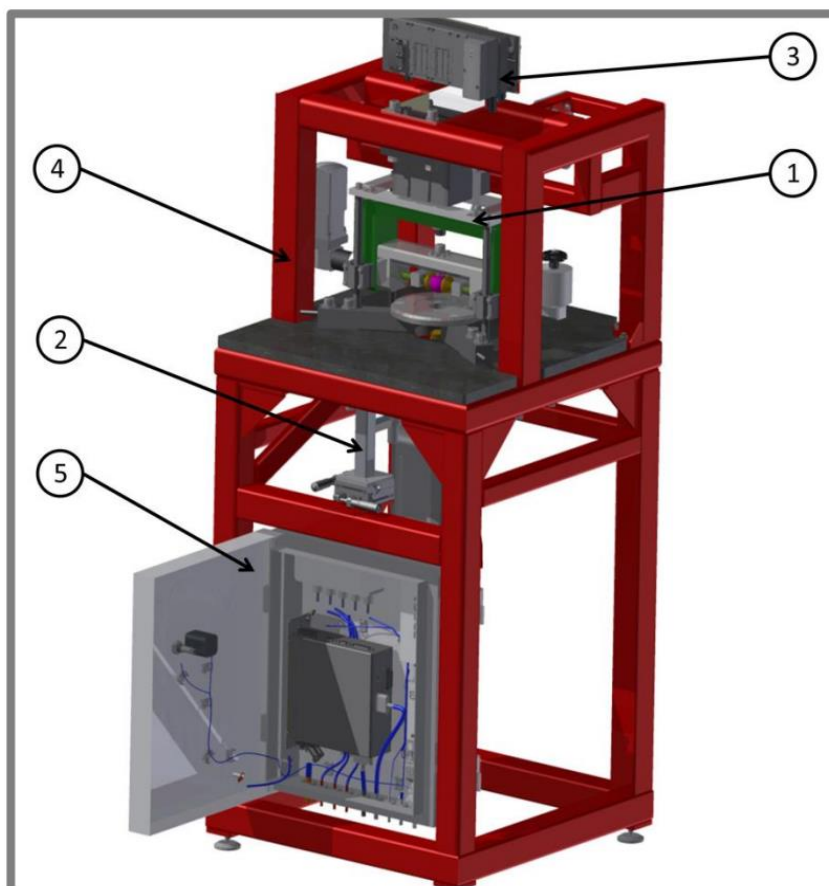
Díky propojení řízení servomotoru a zátěžného pneumatického pístu pomocí řídicí jednotky PLC, obsahující proporcionální ventil, je teoreticky možné na přístroji vyvodit široké spektrum zátěžných a pohybových cyklů. Bohužel při prvotních testech se ukázaly **nedostatky zatěžovacího pneumatického pístu**, který nedisponuje dostatečně rychlou reakční dobou. To má za následek nutnost prodloužit zátěžný cyklus, což vzdaluje výsledky simulací od normy ISO 14 242. Dalším problémem je nedokonalý způsob řízení pohonu rotace F/E, který má za následek trhavý chod motoru. Tyto vibrace jsou dále přenášeny do kontaktu a mají nežádoucí vliv na výsledky a přesnost měření. Při usazování stehenního dílu náhrady do přístroje se ukázalo, že vyrobený upínací přípravek není funkční. Následkem je zdlouhavé a nežádoucí seřizování vzájemné polohy stykových těles před každým testem.



Obr. 2.7-7 Schéma mechanické části kyčelního simulátoru [19]

stehenní díl a acetabulum (1); servomotor s planetovou převodovkou (2); zátěžný pneumatický píst (3); vertikálně posuvný rám (4); lineární vedení (5); kyvný rám (6); hřídele (7); sada siloměrů (8); lůžko acetabula (9); optika (10); základní deska (11)

U rámových prvků přístroje byla provedena modální analýza a kontrola bezpečnosti k meznímu stavu pružnosti. Modální analýza odhalila kritické frekvenční oblasti při 17 Hz, 31 Hz, 45 Hz a 49 Hz. Simulátor pracuje běžně při frekvenci cyklu okolo 1 Hz. Horní část rámu (obr. 2.7-8) je předimenzována za účelem minimalizovat deformace rámu v průběhu cyklu. Při hodnotách aplikovaného zatížení 3500 N je koeficient bezpečnosti 11. Střední část rámu spolu se základní deskou byly navrženy s ohledem na zvýšenou tuhost, která je stěžejní při použití optické interferometrie. Výsledky ukazují průhyb při maximálním zatížení 3500 N v místě kontaktu stykových těles až 0,08 mm, což je tolerovatelná hodnota. Životnost kloubových ložisek nesoucích hřídele kyvného rámu (viz. obr 2.7-7) byla určena na 13 100 hodin provozu při nepřetržitém zatížení 1500 N na každém z nich. [19]



Obr. 2.7-8 Model kyčelního simulátoru [19]

mechanická pracovní část (1); konzole optiky (2); řídící jednotka PLC (3); třídílný rám přístroje (4);
rozdávěcí skříň s elektronikou (5)

3 ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE

Počet náhrad kolenního kloubu má z dlouhodobého hlediska rostoucí tendence. Hlavními důvody jsou: špatný životní styl, zvětšující se průměrný věk, což zvyšuje počet pacientů s artrózou, ale také celková dostupnost a nízká nebezpečnost zákroku. Artrózou celosvětově trpí, dle zprávy WHO z roku 2016, až 28% populace nad 60 let. Náhrady kolenního kloubu jsou v současné době nejefektivnějším způsobem jak artrózu léčit s možností opětovného nabytí mobility pacienta. Náhrady mají ovšem omezenou životnost, což je pro mladší a aktivnější pacienty nežádoucí. Proto je vhodné zkoumat parametry, které mohou mít vliv na životnost náhrad. Při zkoumání parametrů tloušťky a způsobu tvoření mazacího filmu v kolenních náhradách je možné vysledovat nové trendy a postupy.

V současné době nedisponuje ÚK FSI VUT v Brně přístrojem, jež by simuloval kinematiku a dynamiku kolenního kloubu nebo kolenních náhrad. Koncepčně je navrhovaný přístroj odvozen z konstrukce simulátorů kolenního kloubu, které slouží pro hodnocení opotřebení v kontaktu stehenního dílu a vložky. Tyto simulátory operují až s šesti nezávislými pohyby vyvozenými hydraulickým nebo elektrickým pohonem a pracují často v několikadenních cyklech. Kinematika a zatížení, které jsou aplikované v simulátorech kolenního kloubu, vychází z norem ISO 14 243-1 a 14 243-3, proto bude použito jako výchozí nastavení i pro navrhovaný koncept. Norma předepisuje průběhy a hodnoty jednotlivých pohybů a také dovolené odchylky. Některé pohyby kolenní náhrady nejsou řízeny a vznikají pouze vzájemnou tvarovou interakcí stykových těles. Neřízenými pohyby bývají: operační zdvih, rotace varus/valgus a rotace interní/externí. Absence nutnosti řídit všechny pohyby zjednodušuje celou konstrukci a snižuje náklady na výrobu přístroje. Při návrhu je vhodné využít flexibilních řídicích systémů, proto je použití součástí tvrdé automatizace (např.: vačky), nežádoucí. Konstrukce simulátorů kolenního kloubu vychází ze dvou hlavních trendů: zkoumání opotřebení na zjednodušených stykových tělesech a komplexní testování hotových náhrad. Zjednodušená styková tělesa kladou nižší nároky na složitost, finanční náročnost přístroje a jsou ideální pro testování materiálových vlastností stykových těles, produktů opotřebení nebo parametry aplikovaného maziva. Přístroje určené k testování hotových kolenních náhrad naopak podávají komplexnější výsledky testů opotřebení, neboť akceptují jak materiálové vlastnosti, tak geometrii stykových těles. V práci budou prozkoumány oba přístupy použitých stykových těles. Pro snížení času potřebného k výměně stykových těles bude k přístroji vytvořen také upínací přípravek, zaručující jejich správnou vzájemnou polohu.

Všechny přístroje dovolují aplikaci mazacího média, např.: hovězí sérum, ale ne vždy bývá umožněn ohřev maziva. Navrhovaný koncept využije k temperaturi maziva samostatnou topnou jednotku skládající se z topných patron a tepelného čidla, která je součástí vybavení laboratoří ÚK.

Pro snímání tloušťky mazacího filmu v kontaktu stykových těles bude využit kamerový systém tvořen mikroskopem, kamerou a osvětlením. Konstrukce přístroje proto musí obsahovat průhled, který umožní náhled do kontaktu a jedno ze stykových těles musí být průhledné. Optický systém pracuje nezávisle na funkcích simulátoru včetně napájení a řízení. Je zcela vyjímatelný, neboť je využíván i na jiných přístrojích v laboratořích ÚK. Favorizovaná metoda pro zkoumání tvorby mazacího filmu je fluorescenční mikroskopie pro svoji robustnost větší rozsah pozorované hloubky.

3.1 Cíl práce a rozsah autorovy práce

3.1

Cíl diplomové práce je zaměřen na návrh, konstrukci a realizaci simulátoru kolenního kloubu, jenž umožní pozorování tvorby mazacího filmu při cyklu chůze, který je definován normou ISO 14 243-1. Navržené řešení má disponovat zvýšenou tuhostí, přesným a flexibilním řízením a nenáročnou obsluhou.

Prvotní etapy rešeršní práce a koncepčních variant, jež jsou součástí diplomové práce, byly vypracovány v rámci ročníkového projektu ZIP 2016, za které zodpovídal autor práce.

Pro splnění hlavního cíle diplomové práce je předpokládáno splnění následujících dílčích cílů:

- analýza současně používaných simulátorů kolenního kloubu a simulátoru kyčelního kloubu (ÚK FSI VUT v Brně)
- rozbor podmínek experimentu s ohledem na kinematiku a dynamiku kolenní náhrady
- návrh různých konstrukčních variant s ohledem na způsob řízení a vedení jednotlivých pohybů
- volba a detailní rozpracování vhodné konstrukční varianty, včetně cenové rozvahy
- sestavení a uvedení přístroje do provozu
- vypracování a odevzdání závěrečné zprávy

Následuje výčet požadavků s ohledem na zadání diplomové práce kladených na konstrukci simulátoru kolenního kloubu.

- kontakt stykových těles bude sledován pomocí optické interferometrie nebo fluorescenční mikroskopie
- vyvozené pohyby budou odrážet kinematiku a dynamiku náhrad kolenního kloubu
- možnost zaplavení kontaktu mazivem
- možnost ohřevu maziva
- dostatečná tuhost konstrukce
- možnost snadné demontáže a čištění

4 KONCEPČNÍ ŘEŠENÍ

Komplexní proces návrhu konstrukce simulátoru kolenního kloubu je možné rozdělit do dvou hlavních částí. V první části je nutné navrhnout a analyzovat stykovou dvojici, což přímo ovlivní dispoziční rozložení stroje a návrh komponent. Následuje druhá část zaměřená na konstrukci samotného přístroje, jenž musí splňovat všechny nároky z pohledu kinematiky, zatěžování, tuhosti a komfortní manipulace.

Elektronický model přístroje a výkresová dokumentace je vytvořena v programu Autodesk Inventor Profesisonal 2016.

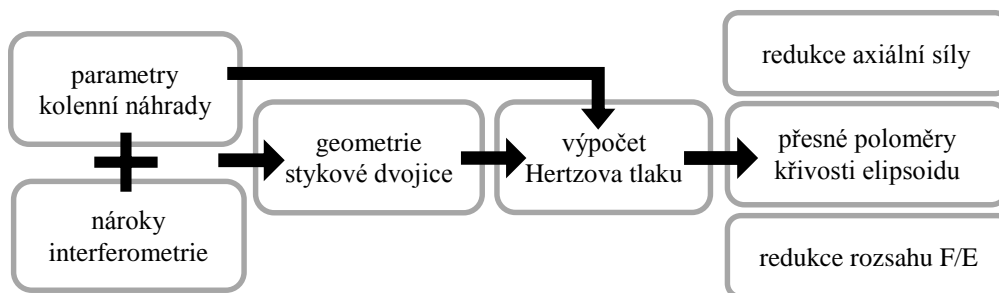
4.1

4.1 Návrh Alfa

Styková tělesa a redukce kinematiky

Koncept vychází z předpokladu, že budou vložka a stehenní díl nahrazeny zjednodušenými stykovými tělesy tak, aby umožnili analýzu tloušťky mazacího filmu pomocí optické interferometrie a zároveň zachovali co největší množství shodných parametrů. Polyethylenová vložka je nahrazena rovnou skleněnou destičkou s předepsanou povrchovou úpravou. Ačkoli prvotní návrhy průhledného stykového tělesa směřovaly na jamku nebo zaoblenou drážku, což by věrněji kopírovalo geometrii vložky, byla tato varianta zavrhnuta z ekonomického hlediska. Stehenní díl je reprezentován výřezem z ocelového elipsoidu.

Z důvodu rozdílných materiálů a geometrie stykových těles a kolenní náhrady, je nutné částečně redukovat kinematiku cyklu. Redukce kinematiky a hodnoty poloměrů křivosti elipsoidu jsou určeny za použití Hertzovy teorie pro eliptickou stykovou oblast. Vstupní parametry do výpočtu jsou: hodnota maximálního stykového tlaku, materiálové charakteristiky skla a ocele, tvar stykové oblasti a nutnost provozovat axiální sílu v dobře řiditelném rozsahu. Z důvodu nevhodného rozsahu hodnot axiálního zatížení, bylo nutné zvětšit maximální dovolený stykový tlak z 25 na 60 MPa.

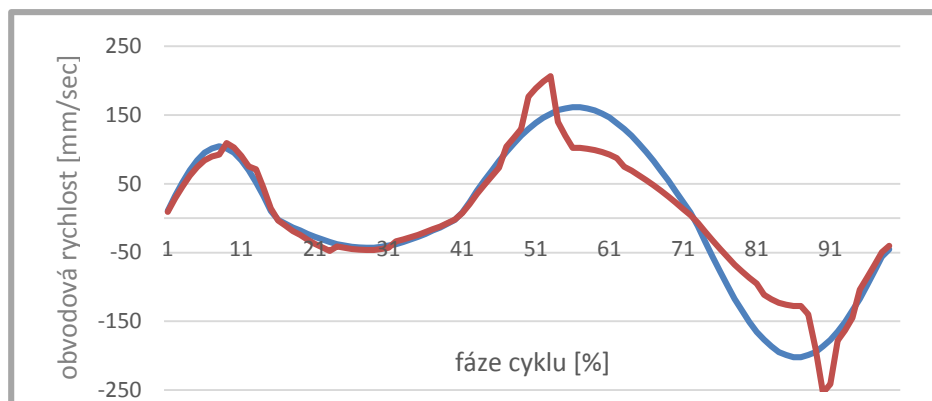


Obr. 4.1-1 Schéma návrhu stykových těles návrhu Alfa

Výsledkem je styková dvojice, tvořena ocelovým elipsoidem s poloměry křivosti 570 a 1000 mm a skleněnou deskou s pracovní oblastí 30x30 mm. Průběh axiálního zatížení je tvarem a fází zachován, ale hodnoty jsou zmenšeny na rozmezí 9 až 160 N.

Z důvodů rozdílných poloměrů křivosti stykových těles a dílů náhrady je nutná úprava obvodové rychlosti ocelového elipsoidu při flexi/extenzi. Na základě získané geometrie stykových ploch stehenního dílu a vložky a aplikované kinematiky je možné určit přibližně obvodovou rychlost při flexi/extenzi kolenní náhrady, což je stav, ke

kterému je žádoucí se přiblížit. Iteračním srovnáváním je upraven rozsah flexe/extenze pro zjednodušenou stykovou dvojici na 0 až 3,5°.



Graf. 4.1-1 Srovnání obvodové rychlosti při flexi/extenzi pro zjednodušenou stykovou dvojici (modře) a kolenní náhradu Zimmer NexGen (červeně)

Funkce konceptu

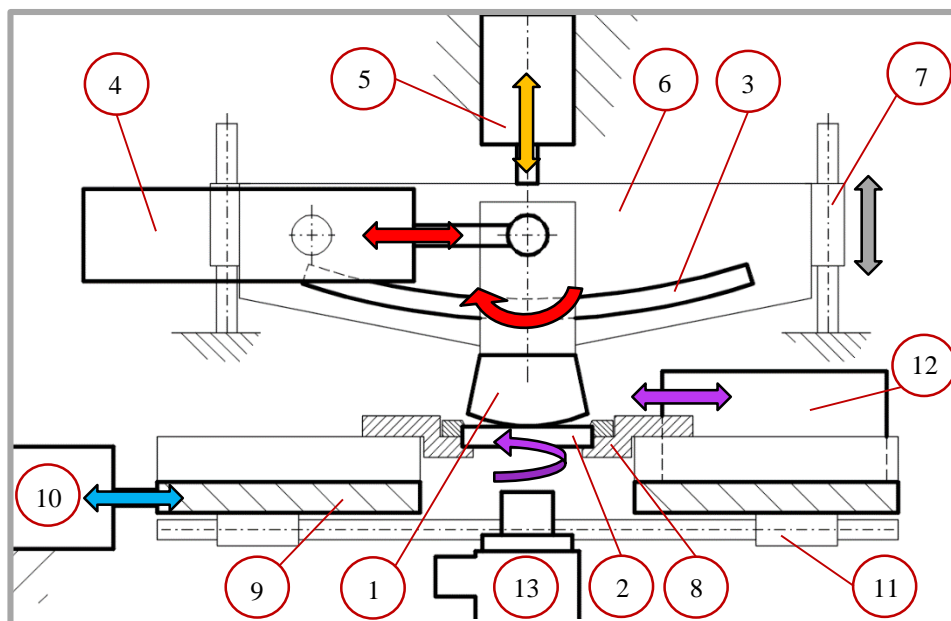
Mechanismus návrhu Alfa má za úkol vést a vyvozovat tři nezávislé pohyby (rotace flexe/extenze, rotace interní/externí, translace anteriorní/posteriorní) a jedno zatížení. Ocelový elipsoid vykonává rotaci F/E a přenáší do kontaktu axiální zatížení. Skleněná destička koná translaci A/P a rotaci I/E. Všechny pohyby jsou řízeny vlastním nezávislým pohonem.

Elipsoid je upevněn na vozíček kruhového vedení, který je řízen otočně uloženým lineárním pohonem přes čep, což umožňuje konat rotaci F/E v rozsahu 0 až 3,5°. Axiální zatížení je vyvozeno pneumatickým pístem, jež tlačí ve vertikálním směru posuvný rám, na kterém je upevněno kruhové vedení a elipsoid spolu s otočně uloženým pohonem F/E. Skleněná destička je usazena v otočném lůžku, jež vede rotaci I/E a ponechává dostatečný prostor pod destičkou pro příslušenství optiky. Otočné uložení nesoucí skleněnou destičku je spolu s pohonem rotace I/E upevněno na lineární vedenou desku, která je poháněna lineárním pohonem, což umožňuje vykonávat translaci A/P.

Návrh Alfa byl vytvořen v rámci předmětu Konstrukční projekt 2016 a řešitel práce zodpovídal za vykonání 50 % projektu.

Výhody: na výrobu jednoduchá a levná styková tělesa, nenáchylné na přesnost ustavení stykových těles, stálý úhel zátěžné síly

Nevýhody: přílišné odchýlení od parametrů kolenní náhrady, pneumatický píst není schopen pracovat v požadované rychlosti cyklu



Obr. 4.1-2 Schéma konceptu Alfa se zvýrazněnými pohyby (červeně rotace F/E; modře translace A/P; žlutě ax. zatížení; fialově rotace I/E; šedě operační zdvih)

ocelový elipsoid (1); skleněná deska (2); kruhové vedení (3); lineární pohon FE (4); pneumatický válec (5); posuvný rám (6); lineární vedení posuvného rámu (7); otočné lůžko destičky (8); deska AP (9); lineární pohon AP (10); lineární vedení AP (11); lineární pohon IE s táhlem (12); kamera (13)

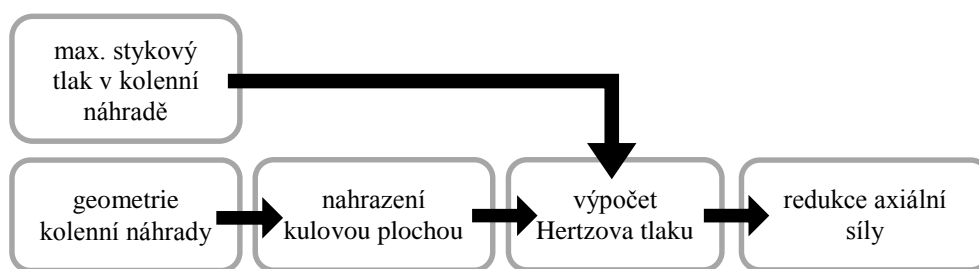
4.2

4.2 Návrh Beta

Styková tělesa a redukce kinematiky

Varianta Beta plně zachovává geometrii stykových těles. Styková dvojice se stává ze stehenního dílu náhrady a vložky z průhledného materiálu, která bude co nejpřesněji kopírovat geometrii polyethylenové vložky kolenní náhrady. Materiál průhledné vložky byl zvolen polymethylmethakrylát (dále jen PMMA) pro své optické vlastnosti srovnatelné se sklem, možnost nanášení, pro interferometrii potřebných optických vrstev a dostupnost.

Změna materiálu vložky z PE na PMMA vede k redukci axiální zátěžné síly, jež působí v kontaktu. Rozborem geometrie kolenní náhrady je získána křivost obou stykových ploch kolenní náhrady v závislosti na úhlu flexe/extenze. Stykové plochy jsou nahrazeny kulovými plochami s maximální odchylkou $\pm 0,3$ mm. Za použití Hertzovy teorie pro kontakt koule v jamce je vypočtena redukovaná axiální síla pro kontakt stehenního dílu a průhledné vložky z PMMA. Vstupní parametry do výpočtu jsou: hodnota maximálního stykového tlaku, materiálové charakteristiky PMMA a kobalt-chrom-molybdenové slitiny, průměry náhražkových kulových ploch a nutnost provozovat zátěží axiální sílu v dobře říditelném rozsahu. Výstupem je určení rozsahu redukované axiální síly. Kontrola správnosti tohoto zjednodušení spočívá v doplnění materiálových charakteristik PE do výše uvedeného výpočtu a porovnání výsledného maximálního stykového tlaku s hodnotami charakteristickými pro kolenní náhrady.



Obr. 4.2-1 Schéma redukce axiální síly návrhu Beta

Výsledkem je styková dvojice tvořena stehenním dílem kolenní náhrady a průhledné vložky z PMMA se shodnou geometrií. Redukovaná axiální síla má rozsah 24 až 400 N. Odchylka maxima stykového tlaku při zjednodušení činí teoreticky 5 MPa (17 %). Při použití stehenního dílu kolenní náhrady, jako jednoho tělesa stykové dvojice, je nutné kalkulovat s operačním zdvihem, neboť stehenní díl má při cyklu proměnný poloměr křivosti.

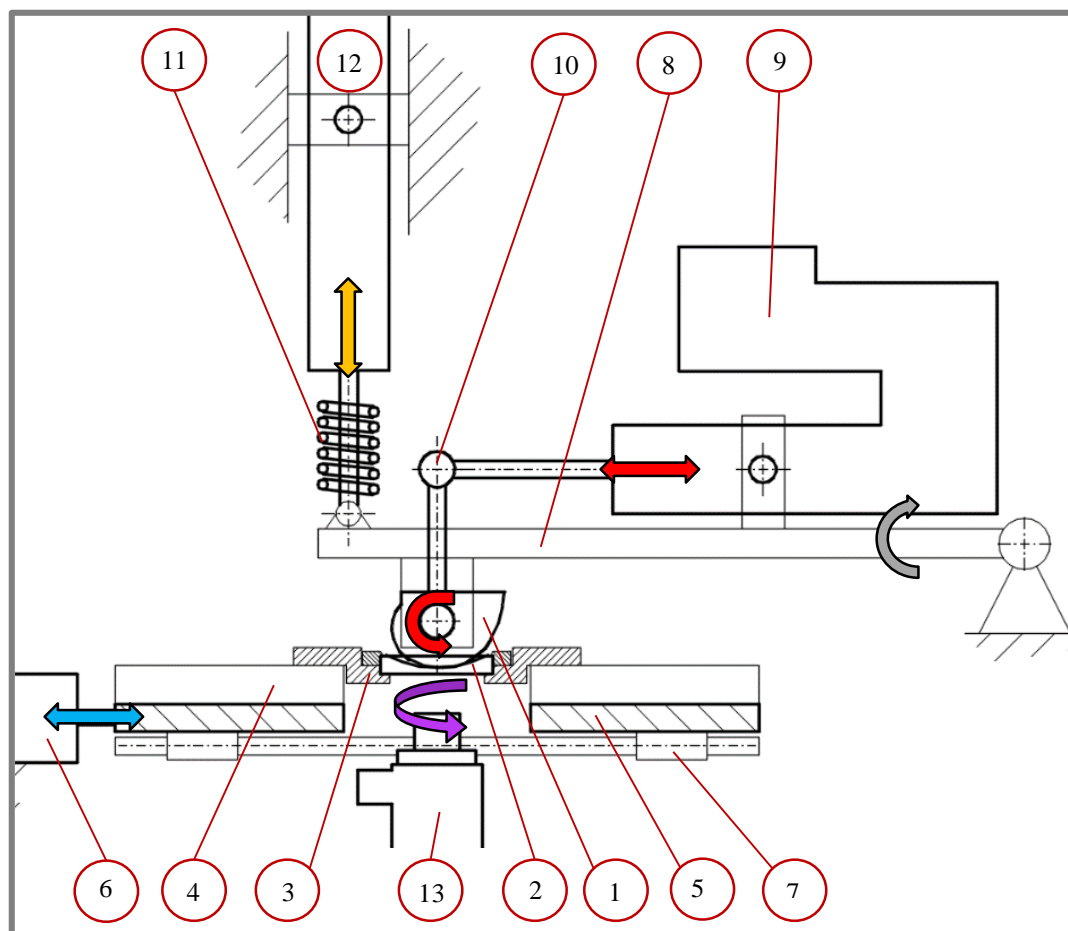
Funkce konceptu

Přístroj je koncipován pro realizaci čtyř pohybů (rotace flexe/extenze, rotace interní/externí, translace anteriorní/posteriorní, operační zdvih) a jednoho zatížení. Řízenými pohyby jsou pouze rotace F/E a translace A/P, ostatní pohyby budou umožněny vedením, ale nebudou řízeny pohony. Stehenní díl koná řízenou rotaci F/E, je mu umožněno vykonávat operační zdvih a je axiálně zatěžován. Průhledná PMMA vložka vykonává řízenou translaci A/P a neřízenou rotaci I/E.

Vložka je usazena v otočném lůžku, které umožňuje neřízenou rotaci I/E. Otočné lůžko je upevněno přes sadu 3 siloměrů na lineárně vedenou desku A/P, jejíž pohyb je vyvozen lineárním pohonem. Otočné lůžko i deska A/P disponují dostatečným prostorem pro optické prvky mikroskopu. Stehenní díl je připevněn k hřídeli, která je uložena přes ložiskové domky na nosné desce. Otočné uložení nosné desky umožňuje konat stehennímu dílu operační zdvih. Rotace F/E je vyvozena otočně uloženým lineárním pohonem, který kloubovým spojením otáčí s hřídelí stehenního dílu, a je usazen na nosné desce. Sada tlačných pružin je stlačována lineárním pohonem, což vyvozuje axiální zatížení na nosnou desku, která přenáší sílu až do kontaktu stehenního dílu a průhledné vložky.

Výhody: dobrá reprezentace stykových těles, zjednoduší výměnu stykových těles díky klopné nosné desce

Nevýhody: náchylné na přesnost ustavení stykových těles, proměnlivý úhel zátěžné síly



Obr. 4.2-2 Schéma konceptu Beta se zvýrazněnými pohyby (červeně rotace F/E; modře translace A/P; žlutě ax. zatížení; fialově rotace I/E; šedě operační zdvih)

stehenní díl (1); PMMA vložka (2); otočné lůžko vložky (3); siloměry (4); deska AP (5); lineární pohon AP (6); lineární vedení AP (7) nosná deska otočně uložená (8); lineární pohon FE (9); kloubový spoj (10); tlačné pružiny (11); lineární pohon axiálního zatížení (12); kamera (13)

4.3

4.3 Návrh Gama

Styková tělesa a redukce kinematiky jsou shodná s návrhem Beta.

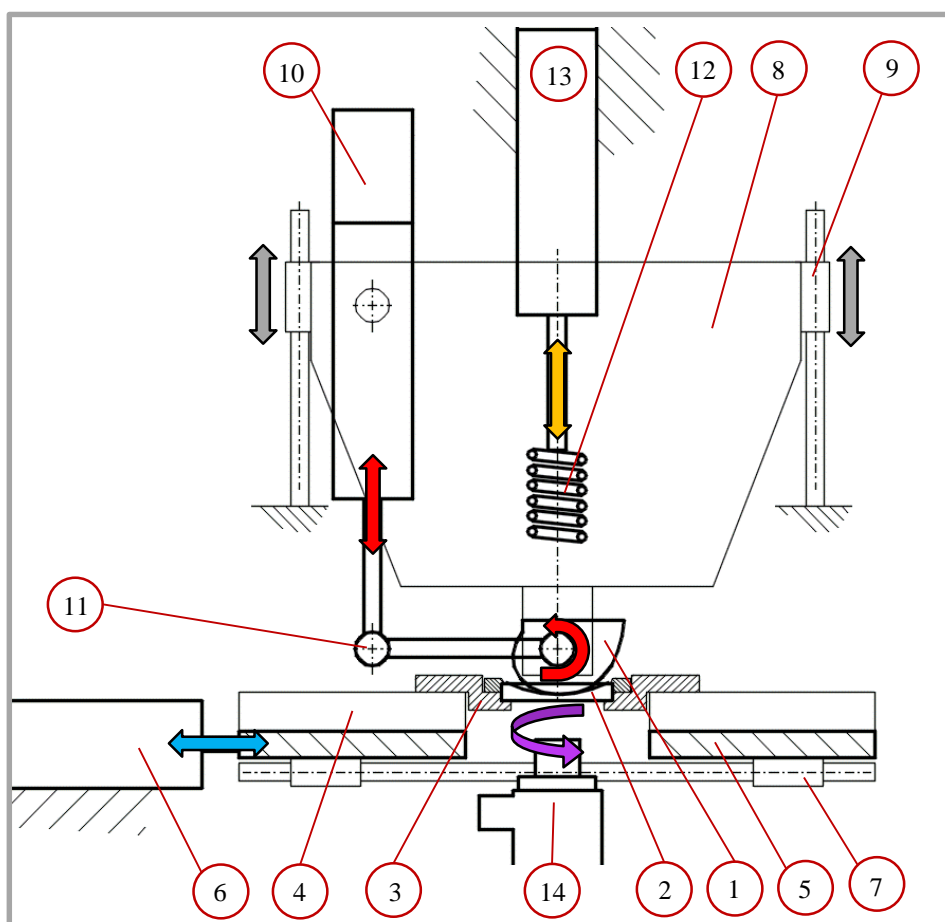
Funkce konceptu

Návrh pracuje se čtyřmi pohyby (rotace flexe/extenze, rotace interní/externí, translace anteriorní/posteriorní, operační zdvih) a jedním zatížením. Řízenými pohyby jsou pouze rotace F/E a translace A/P, ostatní pohyby budou umožněny vedením, ale nebudou řízeny pohony. Stehenní díl koná řízenou rotaci F/E, je mu umožněno vykonávat operační zdvih a je axiálně zatěžován. Průhledná PMMA vložka vykonává řízenou translaci A/P a neřízenou rotaci I/E.

PMMA vložka je umístěna v otočném lůžku, které umožňuje neřízenou rotaci I/E. Otočné lůžko je upevněno přes sadu 3 siloměrů na lineárně vedenou desku A/P, jejíž pohyb je vyvozen lineárním pohonem. Otočné lůžko i deska A/P disponují dostatečným prostorem pro optické prvky mikroskopu. Stehenní díl je připevněn k hřídeli, která je uložena přes ložiskové domky na nosném rámu. Vertikální lineární vedení umožňuje nosnému rámu kompenzovat operační zdvih stehenního dílu. Rotace F/E je vyvozena otočně uloženým lineárním pohonem, který kloubovým spojem otáčí s hřídelí stehenního dílu, a je usazen na nosném rámu. Sada tlačných pružin je stlačována lineárním pohonem, což vyvozuje axiální zatížení na nosný rám, který přenáší sílu až do kontaktu stehenního dílu a průhledné vložky.

Výhody: dobrá reprezentace stykových těles, stálý úhel zátěžné síly, kompaktní

Nevýhody: náchylné na přesnost ustavení stykových těles, méně prostoru pro výměnu stykových těles



Obr. 4.3-1 Schéma konceptu Gama se zvýrazněnými pohyby (červeně rotace F/E; modře translace A/P; žlutě ax. zatížení; fialově rotace I/E; šedě operační zdvih)

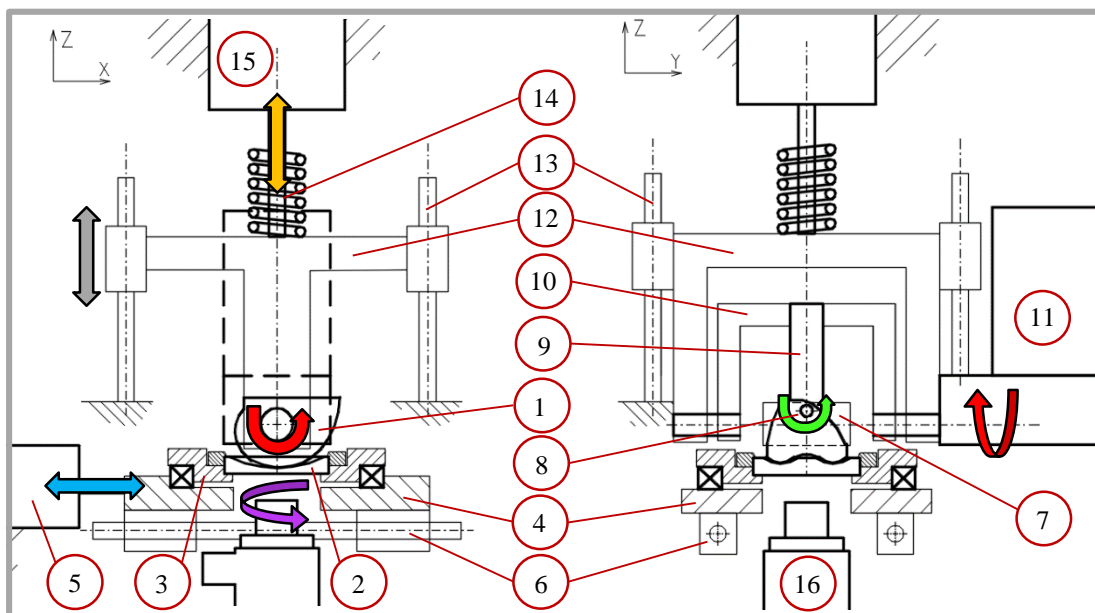
stehenní díl (1); PMMA vložka (2); otočné lůžko vložky (3); siloměry (4); deska AP (5); lineární pohon AP (6); lineární vedení AP (7) nosný rám (8); lineární vedení nosného rámu (9); lineární pohon FE (10); kloubový spoj (11); tlačné pružiny (12); lineární pohon axiálního zatížení (13); kamera (14)

4.4 Zvolená varianta

Přístroj nebude vyráběn v plném rozsahu, ale pouze ve formě výměnného modulu, jenž bude vestavěn do simulátoru kyčelního kloubu (P. Žonda 2016). Budou využity jeho rámové a nosné prvky a také jeden pohon spolu s řídicí jednotkou. Jako nejoptimálnější varianta byl vybrán návrh Gama, zvláště pro svou kompaktnost a podobné uspořádání vodících komponent, jako tomu je u simulátoru kyčelního kloubu. Koncept Gama zachovává geometrii stykových těles shodnou s geometrií kolenních náhrad. Pro optimálnější dosednutí stykových ploch kontaktní dvojice byla přidána neřízená rotace varus/valgus (dále jen V/V). Sada tří siloměrů situována mezi otočným lůžkem a deskou A/P byla z konstrukce odstraněna z rozměrových důvodů. Pro pohon rotace F/E nebude použit lineární pohon a páka, ale pouze servomotor s planetovou převodovkou, který je již součástí simulátoru kyčelního kloubu.

Funkce konceptu

Průhledná vložka je umístěna v otočném lůžku, které umožňuje neřízenou rotaci I/E. Otočné lůžko je upevněno na lineárně vedenou desku A/P, jejíž pohyb je vyvozen lineárním pohonem. Stehenní díl je upevněn v lůžku, které díky čepu může konat neřízenou rotaci V/V. Lůžko stehenního dílu je uloženo přes trn, upínací pouzdro a kyvný rám na nosný rám. Vertikální lineární vedení umožňuje nosnému rámu kompenzovat operační zdvih stehenního dílu. Na nosném rámu je upevněn motor s převodovkou, který řídí rotaci F/E. Sada tlačných pružin je stlačována lineárním pohonem, což vyvozuje axiální zatížení na nosný rám, který přenáší sílu až do kontaktu stehenního dílu a průhledné vložky.



Obr. 4.4-1 Schéma zvolené varianty se zvýrazněnými pohyby (červeně rotace F/E; modře translace A/P; zeleně rotace V/V; žlutě ax. zatížení; fialově rotace I/E; šedě operační zdvih)

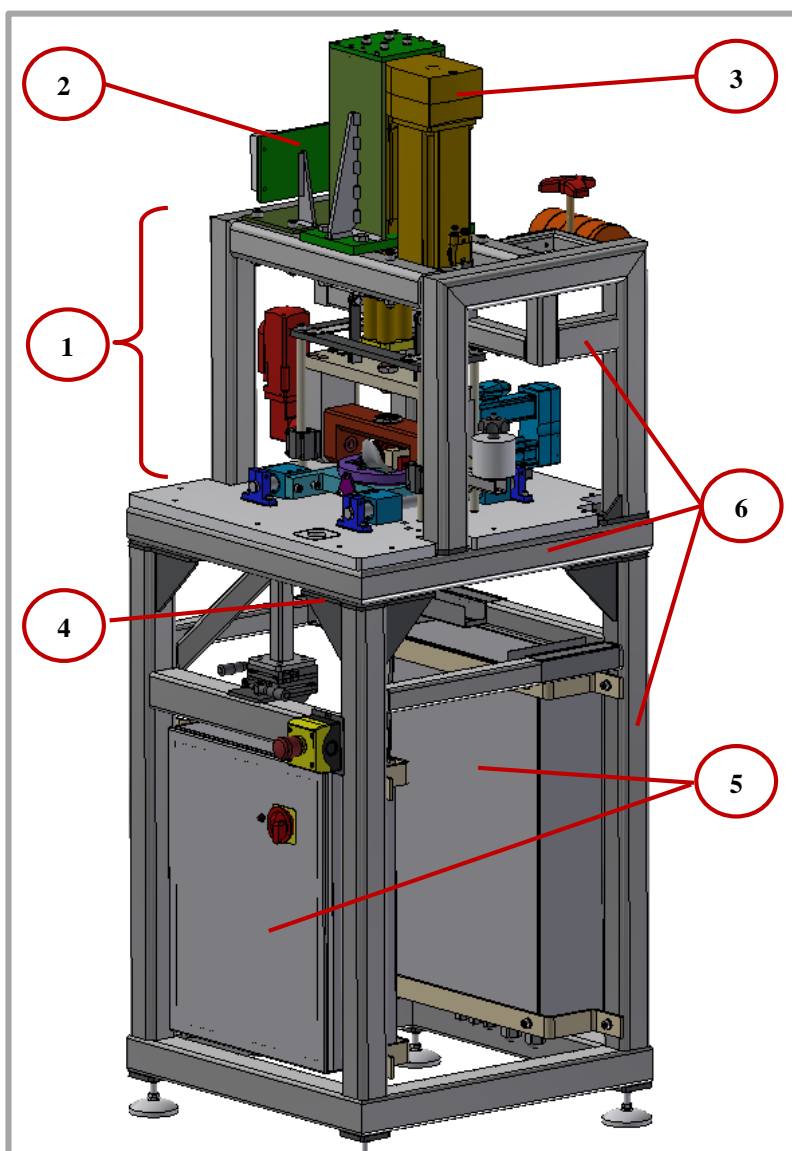
stehenní díl (1); PMMA vložka (2); otočné lůžko vložky (3); deska AP (4); lineární pohon AP (5); lineární vedení AP (6); lůžko stehenního dílu (7); čep V/V (8); upínací trn stehenního dílu (9); kyvný rám (10); rotační pohon FE (11); nosný rám (12); lineární vedení nosného rámu (13); tlačné pružiny (14); lineární pohon axiálního zatížení (15); kamera (16)

5 KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ

5

Konstrukce simulátoru se skládá z pěti hlavních částí. Srdce přístroje obsahuje samotnou stykovou dvojici, vedení a pohony pohybů. Nad srdcem je umístěna řídicí PLC jednotka a pohon axiálního zatížení. Optické příslušenství přístroje a jeho nosné a polohovací prvky jsou umístěny pod srdcem. Dvě rozvodové skříně s elektronikou jsou situovány ve spodní části rámu. Rámová konstrukce je složena ze tří samostatných dílů a základní desky (viz. obr. 5-1).

Srdce přístroje spočívá na základní desce v úrovni rukou obsluhy. Jeho funkčními uzly jsou pohon a vedení translace A/P, pohon a vedení rotace F/E, lineární vedení operačního zdvihu, vedení rotace I/E a rotace V/V. Jako základní materiál dílů, jež se budou vyskytovat v kontaktu se stykovou dvojicí nebo mazivem, je zvolena nerezová ocel. Kolenní modul přístroje je sestaven z dílů, které jsou spojeny šroubovými spoji pro snadnou výměnu, čištění či nahrazení jednotlivých komponent.

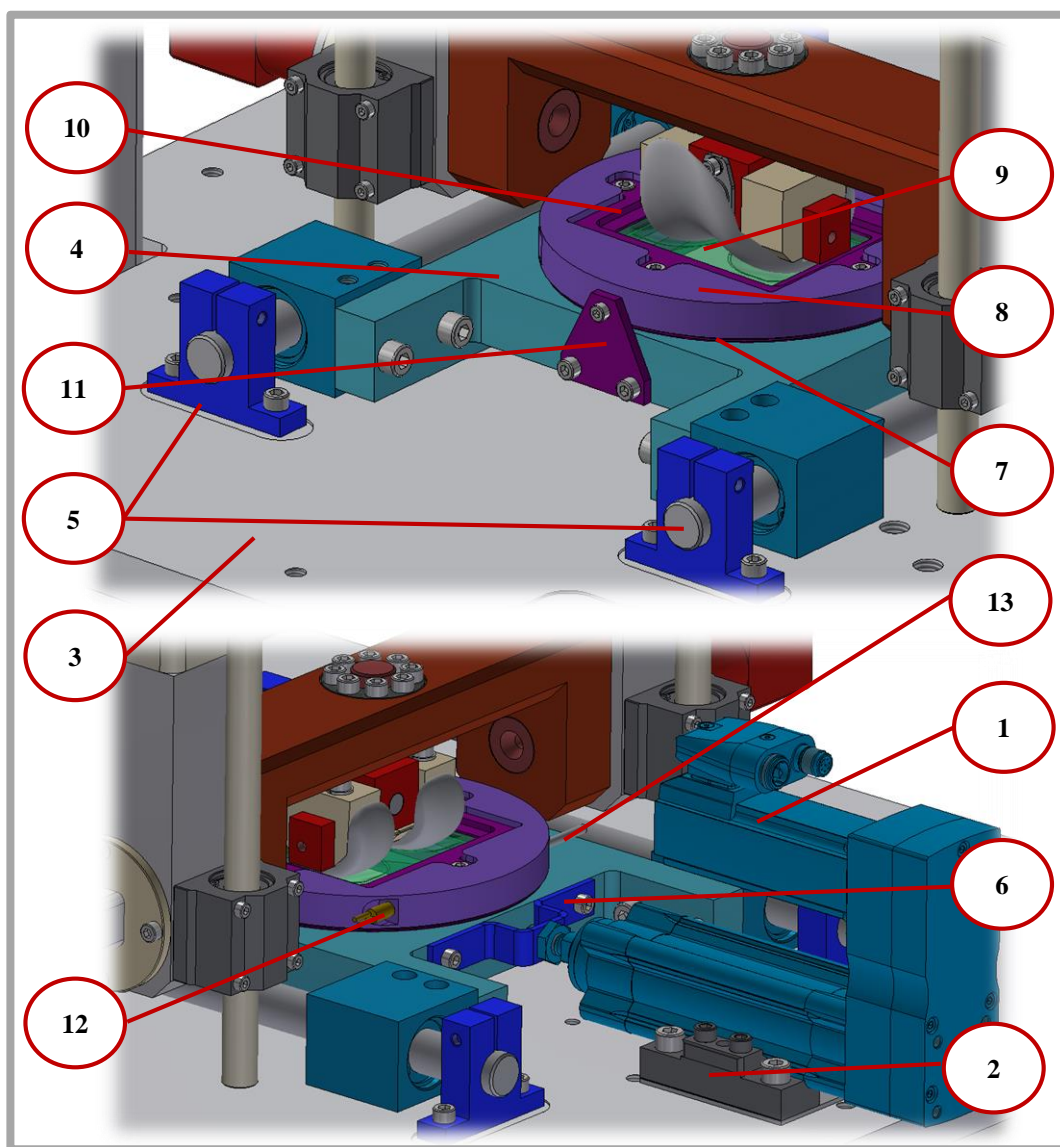


Obr. 5-1 Celkový pohled na sestavu simulátoru

srdce přístroje (1); řídicí PLC (2); pohon axiálního zatížení (3);
optické příslušenství (4); rozvodné skříně (5); třídílný rám (6)

5.1 Uzel AP

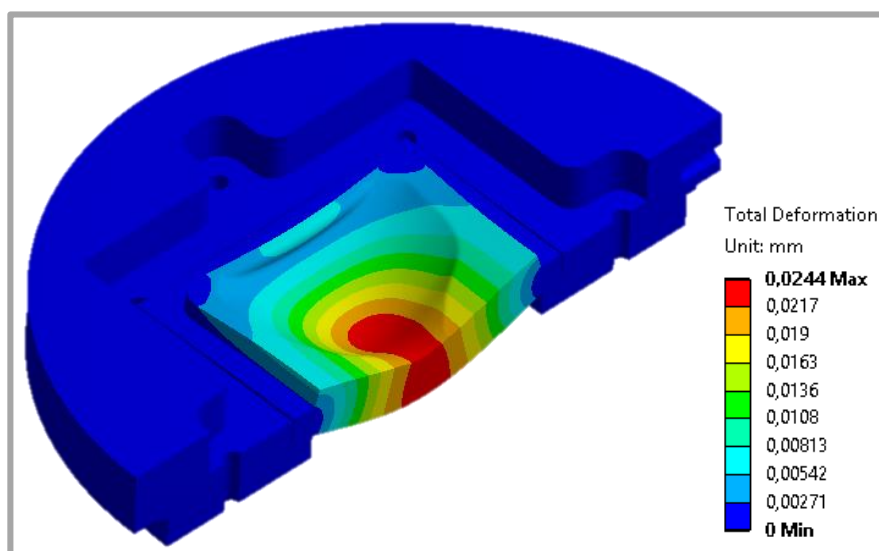
Lineární pohon translace A/P (1) je upevněn pomocí čtyř šroubů a upevňovací sady (2) na základní desku (3). Deska AP (4) je usazena přes sadu lineárního vedení o průměru hřídele 20 mm (5) [MISUMI SHSTB20-25; LHSS20; PSSFU20-360] na základní desce (3) a je spojena s pohonem A/P (1) přes plechovou patku (6), která je zajištěna šrouby. V desce AP (4) je nalisováno kuličkové ložisko (7) [FPXB 508] s nízkým profilem, do kterého je umístěno otočné lůžko (8), což umožňuje konat PMMA vložce neřízenou rotaci I/E. PMMA vložka (9) je vložena do otočného lůžka (8), ve kterém je zajištěna přítlačnou vanou (10) a utěsněna plochým těsněním. Rotaci I/E je možné zamezit zámkem (11), do kterého je našroubován šroub, jenž zapadne do díry v otočném lůžku (8). V otočném lůžku (8) jsou situovány dvě topné patrony (12) spolu s termočlánkem (13), které slouží k ohřevu maziva v kontaktu.



Obr. 5.1-1 Celkový pohled na podsestavu AP (modře translace A/P; fialově rotace I/E)

Studium tvorby mazacího filmu v kontaktu mezi PMMA vložkou a stehenním dílem za využitím optických bezdotykových metod vyžaduje, aby se kontaktní místo nepohybovalo vzhledem k optice. Toto klade zvýšené nároky na tuhost usazení PMMA vložky. Tuhost uzlu je posuzována k nejkritičtějšímu stavu, tedy k maximální hodnotě axiálního zatížení 400 N (viz. kap. 4.2).

Pro účel simulace byla použita pouze polovina sestavy a poloviční zatížení. Kontakty mezi všemi tělesy byly definovány pro zjednodušení jako BONDED. Celá podsestava AP spočívá na základní desce, která je zastoupena okrajovou podmínkou FIXED SUPPORT. Polovina maximálního zatížení je aplikována funkcí FORCE na kontaktní plochu PMMA vložky. Geometrie ložiska byla zjednodušena na plný materiál. Šrouby byly nahrazeny zjednodušenou válcovou geometrií. Ze simulace vyplývá, že jsou deformace celé podsestavy AP zanedbatelné vzhledem k deformacím samotné PMMA vložky. Proto byla analyzována deformace vložky pouze v sestavě obsahující vložku a otočné lůžko. Okrajová podmínka FIXED SUPPORT byla umístěna na stykovou plochu ložiska a otočného lůžka. Zátěžná síla o hodnotě 200 N byla aplikována funkcí FORCE na kontaktní plochu PMMA vložky. Použitá síť obsahovala elementy o velikosti 1 mm a 2 mm o celkovém počtu 380 216 elementů. Výsledná deformace v místě kontaktu je 0,025 mm.



Obr. 5.1-2 Deformace PMMA vložky při maximální zátěžné síle 400 N

Ložisko [FPXB 508] s nízkým profilem je axiálně zatěžováno a koná cyklický natáčení v rozsahu $\pm 10^\circ$, proto je možné pracovat pouze s ekvivalentním statickým zatížením ložiska. Statická únosnost ložiska je v axiálním směru 9400 N a v radiálním 12600 N. Ze vzorce 5.0 vyplývá, že maximální ekvivalentní statické zatížení je 7,4 krát menší než axiální statická únosnost. Kde $F_{AX} = 400 \text{ N}$; $F_{RAD} = 200 \text{ N}$.

$$P_0 = F_{AX} + 4,35 \cdot F_{RAD} \quad (5.0)$$

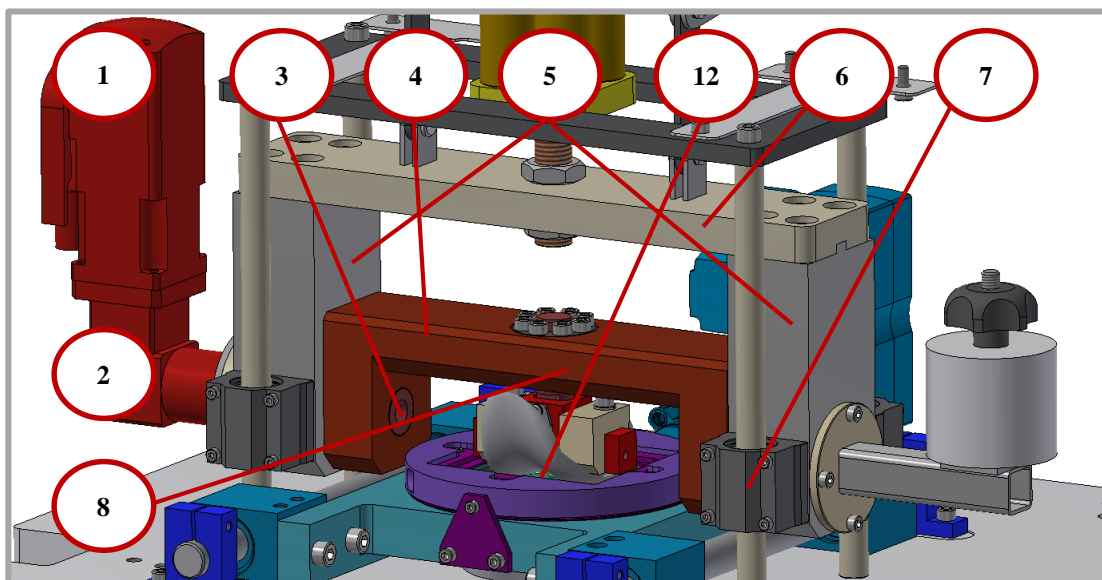
Lineární vedení o průměru hřídele 20 mm [MISUMI SHSTB20-25; LHSS20; PSSFU20-360] bylo zvoleno dle rozměrových dispozic zástavného prostoru. Maximální dynamické dovolené namáhání jednoho pouzdra vedení v jeho radiálním směru je 882 N. Při použití čtyř pouzder je zátěž na jedno z nich, při maximálním zatížení 400 N, pouhých 100 N. Bezpečnost lineárního vedení má hodnotu 8,8.

Do kontaktu stehenního dílu kolenní náhrady a PMMA vložky bude aplikováno mazivo ve formě vepřového séra, které reprezentuje přítomnost tělní synoviální kapaliny. Pro větší přiblížení k reálným podmínkám kontaktu bude mazivo ohříváno na teplotu $37\text{ °C} \pm 2\text{ °C}$. Ohřev je vyvozen sadou topných patron zasunutých v otočném lůžku (obr. 5.1-1 pozice 8, 12, 13) a regulován termočlánkem, také zasunutým v otočném lůžku. Topný systém je externí a není stálou součástí přístroje. Topné patrony zahřívají otočné lůžko, PMMA vložku a samotné mazivo. Ohřev stehenního dílu nebude proveden, ačkoli to norma ISO 14 243-3 doporučuje.

5.2

5.2 Uzel FE

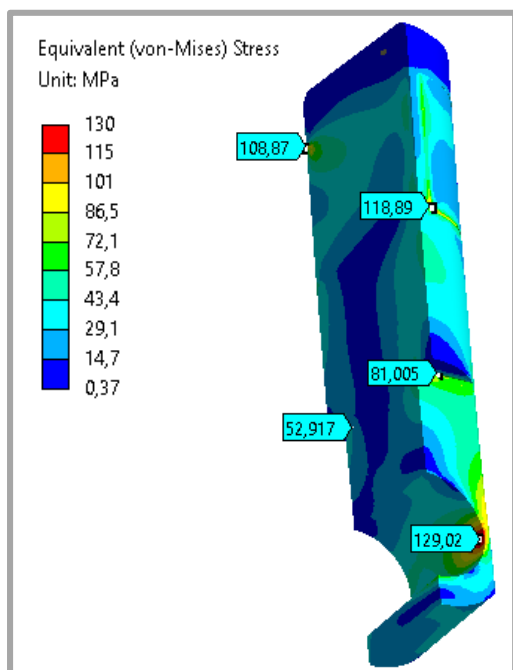
Pohon a vedení rotace F/E je z velké části zachován ze simulátoru kyčelního kloubu. Krouticí moment je přenášen z motoru rotace F/E (1) přes planetovou převodovku (2), svěrné pouzdro a hřídel (3) na kyvný rám (4). Převodovka s motorem jsou upevněny pomocí šroubů na domek ložiska (5), ve kterém je nalisováno ložisko, jež obsahuje nalisovanou hřídel (3). Shodně je usazena i hřídel na druhé straně nosného rámu, jež je tvořen dvěma domky ložiska (5) a příčnickem (6). Celý nosný rám (5,6) spočívá na vertikálním lineárním vedení (7), což umožňuje neřízený operační zdvih, jenž je zapříčiněn proměnným poloměrem stykových ploch stehenního dílu. V kyvném rámu (4) je usazeno svěrné pouzdro (8), ve kterém je vložen upínací trn (9) stehenního dílu. Ve spodní části upínacího trnu (9) je upínací lůžko (10), jež je zajištěno čepem (11) a šroubem. Takto uložené upínací lůžko (10) dovoluje stehennímu dílu (12) neřízenou rotaci V/V v rozsahu $\pm 3^\circ$, což je dostačující pro korektní dosednutí stykových těles. Na upínacím lůžku (10) jsou nasazeny plastové výstelky (13), které dovolí vymezit případné vůle v uložení stehenního dílu (12) a upínacího lůžka (10). Kolíky stehenního dílu kolenní náhrady jsou vloženy do děr v upínacím lůžku a zajištěny stavěcími šrouby (14) proti uvolnění.



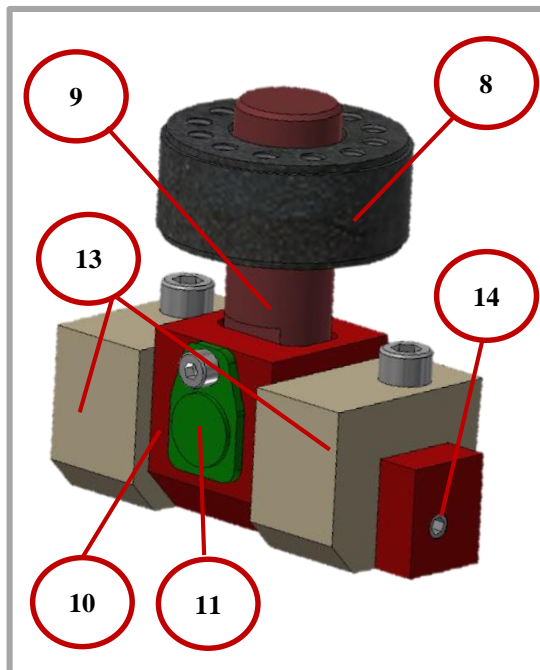
Obr. 5.2-1 Celkový pohled na podsestavu FE

Hlavní části uzlu FE, jako pohon, převodovka, hřídele a kyvný rám, jsou zachovány z kyčelního simulátoru. Tyto díly byly dimenzovány na maximální zátěžnou sílu 3000 N v práci P. Žondy, proto se jejich rozbořem nebudu zabývat. Upínací trn nesoucí upínací lůžko stehenního dílu byl identifikován jako nejkritičtější místo uzlu. Jeho geometrie přímo vychází z navazujícího dílu kyvný rám, který je zachován z kyčelního simulátoru. Proto je určena pouze hodnota bezpečnosti při natočení kyvného rámu 16° a aplikace maximálního axiálního zatížení 2600 N. Tento bod v cyklu chůze byl určen jako nejnebezpečnější. Do výpočtu je zahrnuto svěrné pouzdro [TLK200 20x47], neboť svou geometrií může vytvářet koncentrace napětí. Uzel FE byl pro potřeby výpočtu redukován pouze na poloviční model upínacího trnu a svěrného pouzdra. Mezi vnitřním kroužkem svěrného pouzdra a trnu byla definována vazba BONDED. Spodní klínový kroužek svěrného pouzdra byl upevněn vazbou FIXED SUPPORT. Funkce svěrného pouzdra byla řešena aplikací zátěžné síly FORCE na horní plochu klínového kroužku. Přítomnost kyvného rámu, ve kterém je umístěno svěrné pouzdro, je reprezentována zamezením posuvu (DISPLACEMENT) v rovině kolmé na osu pouzdra. REMOTE FORCE, která reprezentuje radiální složku zatížení je umístěna na plochu trnu, o kterou se lůžko stehenního dílu opře jako první. Axiální složka zátěžné síly je zastoupena formou FORCE aplikovanou na vnitřní plochu díry pro čep. Použitá síť obsahovala elementy o velikosti 0,4 až 1 mm o celkovém počtu 156446. Ukázka použité sítě a okrajových podmínek v příloze 4.

Výsledná bezpečnost pro upínací trn je 1,7 při mezi kluzu nerezové oceli 220 MPa (viz. obr. 5.2-2). Maximální hodnota průhybu je 0,11 mm na konci upínacího trnu. Pro sledování tvorby mazacího filmu je maximální hodnota axiálního zatížení 400 N (viz. kap. 4.2), pro kterou platí bezpečnost 6,3.



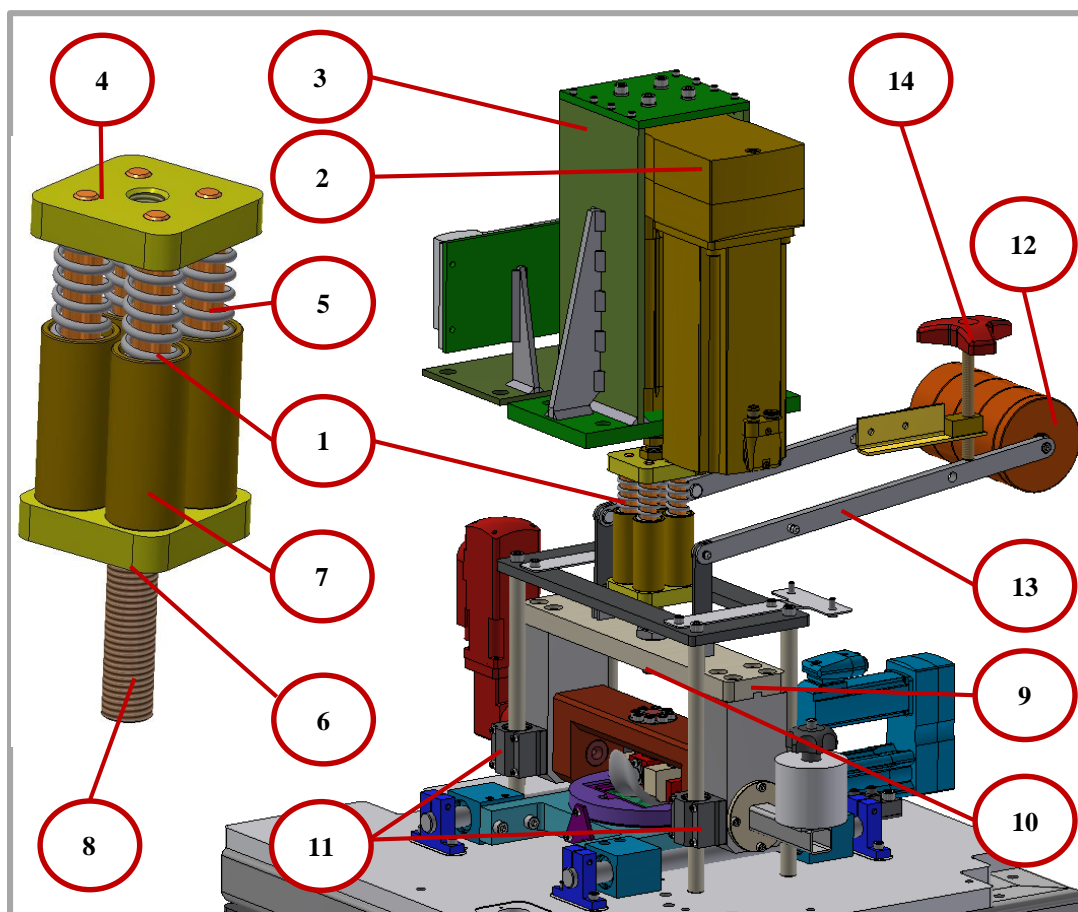
Obr. 5.2-2 Rozložení napětí upínacího trnu při natočení 16° a zatížení 2600 N



Obr. 5.2-3 Detail upínacího lůžka

5.3 Uzel axiálního zatížení

Axiální zatížení je vyvozeno sadou čtyř tlačných pružin (1) [ALCOMEX DR3560], o celkové tuhosti 86,92 N/mm, a lineárním pohonem AX (2). Při vysunutí pohonu je systém pružin stažen a vyvozuje tak axiální zatížení. Lineární pohon (2) je usazen na svařované konzoli (3), která je upevněna na horní části rámu pomocí šroubů. Na výsuvném trnu pohonu AX je našroubována matice AX (4), jež slouží k uchycení čtyř vodících trnů pružin (5). Druhá matice AX (6), osazena čtyřmi lůžky pružin (7), je našroubována na zátěžný šroub (8), který je vložen do příčnicku nosného rámu (9) a upevněn dvěma nízkými maticemi (10). Díky uložení nosného rámu (9) na lineárním vedení (11) je přenášeno axiální zatížení přímo do kontaktu stehenního dílu kolenní náhrady a PMMA vložky. Vzhledem k nízkým hodnotám axiálního zatížení je nutné vyvažovat váhu všech komponent, jež jsou umístěny na nosném rámu (9). Tento problém je vyřešen sadou závaží (12), které jsou umístěny pevně na páce (13). Aretaci páky (13) je možné provést šroubem (14), jehož matice je upevněna na horní části rámu. Celý systém pružin (1, 4, 5, 6, 7) je snadno rozebíratelný což, poskytuje možnost vyjmutí samotných pružin pro snížení tuhosti systému nebo modifikaci celého mechanismu.

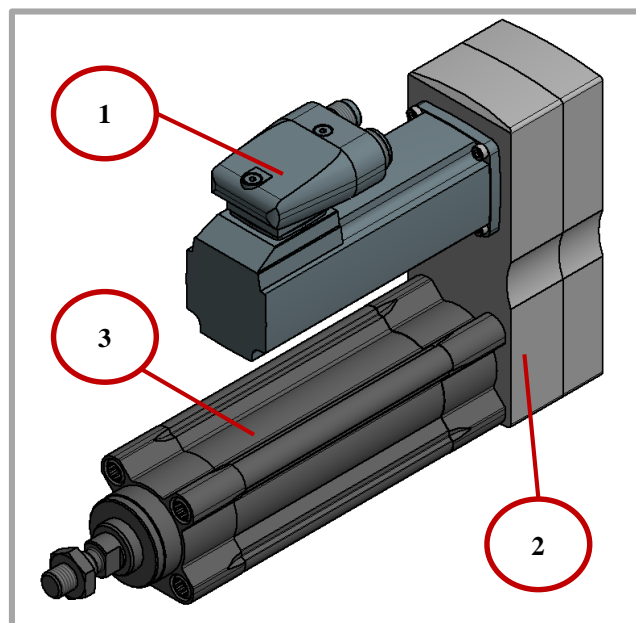


Obr. 5.3 Celkový pohled na podsestavu axiálního zatížení (vpravo) a detail systému pružin (vlevo)

5.4 Pohonné jednotky

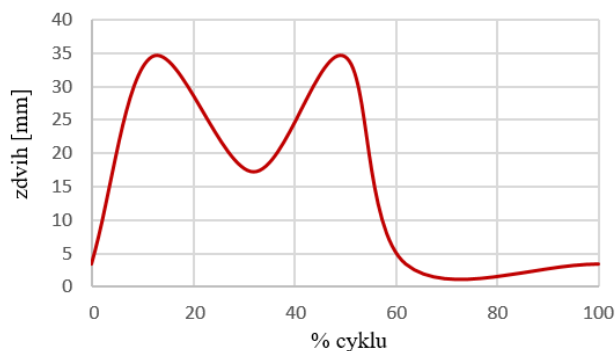
Přístroj obsahuje tři nezávislé pohonné jednotky vyvozující dva pohyby a jedno zatížení. Pohon rotace F/E [EMMS-AS-55-S-LS-TM] je, spolu s převodovkou o převodovém poměru 32 a ovladačem motoru, zachován z původního řešení kyčelního simulátoru. Volba ostatních pohonných jednotek byla provedena v přímé spolupráci se zástupci společnosti FESTO, jejíž komponenty byly použity v kyčelním simulátoru. Pro pohon axiálního zatížení a translace A/P byly zvoleny servomotory s elektronickým válcem, který převádí rotační pohyb servomotoru na translaci pomocí kuličkového šroubu. Translace A/P je vyvozena servomotorem [EMME-AS-40-M-LV-AM] a elektrickým pístem [ESBF-BS-32-50-5P], který je uspořádán paralelně pomocí axiální sady [EAMM-A-D32-40P]. Pohon A/P je zakotven za použití upevňovací sady [CRSMB-8-32/100] na základní desku přístroje. Systém pružin vyvozující axiální zatížení je stlačován servomotorem [EMME-AS-100-S-HS-AMB] a elektrickým pístem [ESBF-BS-50-50-10P], jenž je situován paralelně pomocí axiální sady [EAMM-A-D50-100A]. Pohon axiálního zatížení je uložen v dvoudílné konzoli, jež je usazena pomocí šroubů na horní rám. Výše uvedené pohony pracují dle dvou ovladačů motoru. CMMP-AS-C2-3A-M0 pro pohon A/P a CMMP-AS-C5-3A-M0 pro pohon axiálního zatížení.

Způsob řízení pohonných jednotek musí splňovat požadavky na rychlost jednotlivých cyklů, opakovatelnost a vzájemnou synchronizaci. Po konzultaci se zástupci společnosti FESTO bylo rozhodnuto o využití řídicího systému elektronických vaček. Tento způsob řízení zaručí vzájemnou synchronizaci jednotlivých pohonných jednotek a zároveň umožňuje konání rychlých cyklických dějů, bez ohledu na výpočetní rychlost PLC jednotky. Elektronické vačky jsou běžně používány pro řízení jednoúčelových přístrojů nebo výrobních linek, kde se uplatňuje také jejich dlouhodobá spolehlivost.



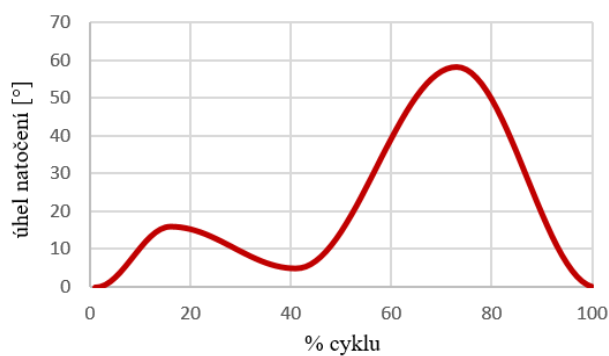
Obr. 5.4-1 Sestava lineárního pohonu - servomotor (1), axiální sada (2), elektronický píst (3)

Pohon zátěžné síly	
max. síla	$3000 \pm 150 \text{ N}$
max. zdvih	$35 \pm 0,1 \text{ mm}$
max. rychlost	$0,26 \text{ m/s}$
max. zrychlení	$9,20 \text{ m/s}^2$



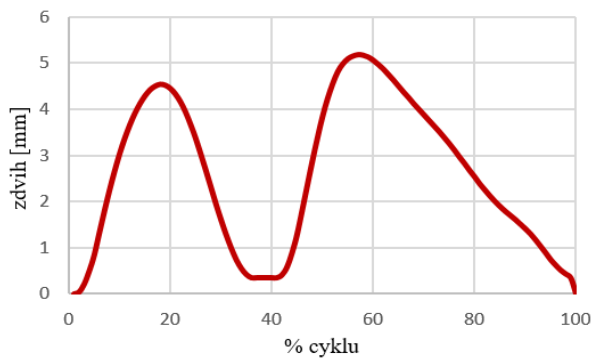
Obr. 5.4-2 Parametry pohonné jednotky zátěžného mechanismu a průběh vysunutí pohonu

Pohon rotace F/E	
max. moment	8 Nm
natočení	$-20^\circ \text{ až } 60^\circ$
max. ú. rychlost	6 rad/s
max. ú. zrychlení	65 rad/s



Obr. 5.4-3 Parametry pohonné jednotky rotace F/E a průběh natočení motoru

Pohon translace A/P	
max. síla	$250 \pm 20 \text{ N}$
max. zdvih	$10 \pm 0,1 \text{ mm}$
max. rychlost	$0,06 \text{ m/s}$
max. zrychlení	$3,40 \text{ m/s}^2$

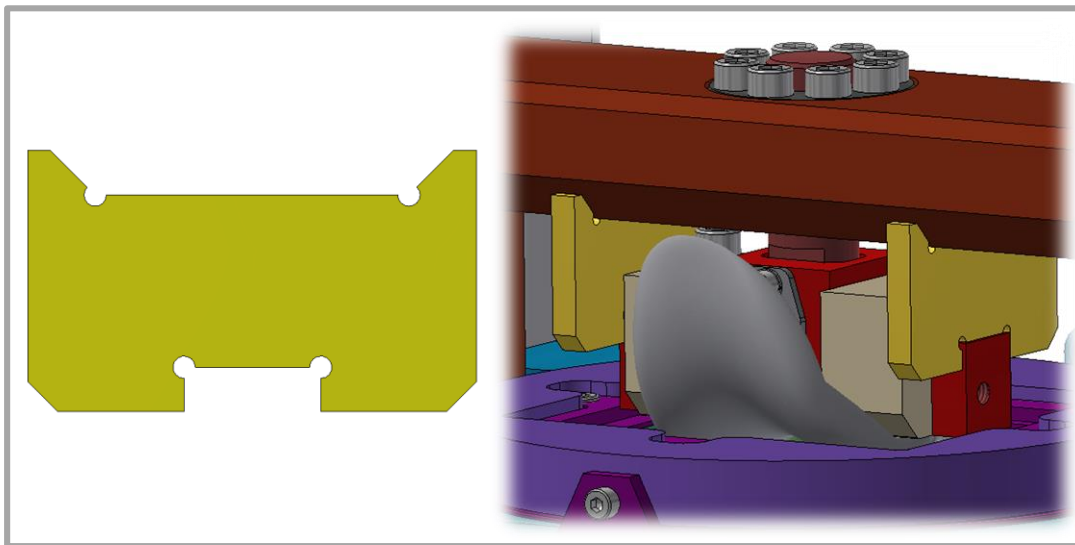


Obr. 5.4-4 Parametry pohonné jednotky translace A/P a průběh vysunutí pohonu

5.5 Upínací přípravek

5.5

Pro efektivní a jednoduché upínání a vzájemné polohování stykové dvojice byl vytvořen přípravek ve formě dvou broušených příložek. Stehenní díl náhrady je usazen za pomoci dvou stavěcích šroubů do upínacího lůžka, které je přes čep usazeno na upínací trn. Upínací trn je poté upevněn ve svěrném pouzdře, ale upínací pouzdro není dotaženo. Upínací přípravky jsou následně z boku vsunuty na upínací lůžko a zaklesnuty proti kyvnému rámu (obr. 5.5), což umožní přesné polohování do osy rotace F/E. Následně je svěrné pouzdro dotaženo a upínací přípravky odstraněny.



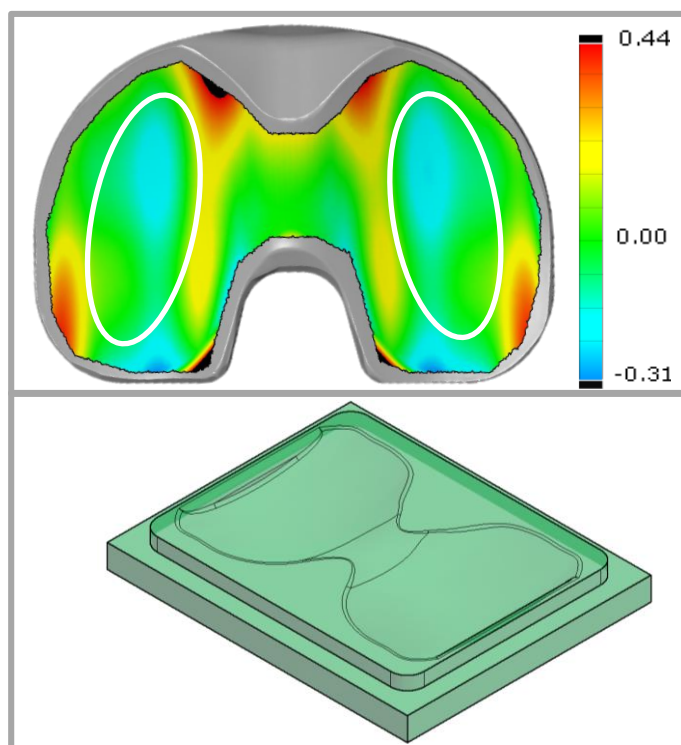
Obr. 5.5 Upínací přípravek a způsob jeho užití

5.6 Vložka

5.6

Styková dvojice se skládá ze stehenního dílu kolenní náhrady a PMMA vložky. Díky datům z optické digitalizace, získaných za použití systému ATOS a software GOM Inspect, je možné reverzovat geometrii stykové plochy původní PE vložky kolenní náhrady ZIMMER NexGen CR PC. Při tvorbě PMMA vložky byla vyhlazena styková plocha s maximální odchylkou + 0,44 až - 0,31 mm vzhledem k původní skenované geometrii. Ačkoli jsou tyto odchylky výrazné, nacházejí se mimo hlavní stykové oblasti vložky (viz. obr 5.6). Na vložku byly přidány upínací plochy, které slouží ke stabilnímu upnutí vložky do otočného lůžka. Materiál PMMA byl zvolen nejen pro své optické vlastnosti ale také pro svou relativně nízkou tvrdost a houževnatost, která má pozitivní vliv na rozpětí hodnot zátěžné síly. Výroba vložky a nanášení optických vrstev, nezbytných pro správnou funkci měřících metod, probíhá ve Výzkumném centru speciální optiky a optoelektronických systémů TOPTEC. Jako technologie pro výrobu vložky bylo zvoleno třískové obrábění s následným leštěním, pro docílení plochy vhodné pro nanášení optických vrstev napařením. Při vstřikování dílu by mohlo dojít ke vzniku vnitřních nedokonalostí, což by negativně ovlivnilo výsledky optických měřících metod. Cena pro výrobu forem a odladění výrobního procesu je dalším parametrem, který ukazuje přednosti třískového obrábění oproti vstřikování.

Vložka dodaná společností TOPTEC byla následně analyzována pomocí systému ATOS a byly navrženy úpravy dílu a tolerancí upínacích rozměrů.



Obr. 5.6 Odchylka tvaru průhledné PMMA vložky od polyethylenové vložky kolenní náhrady, hlavní stykové oblasti zvýrazněny (nahore); model průhledné PMMA vložky (dole)

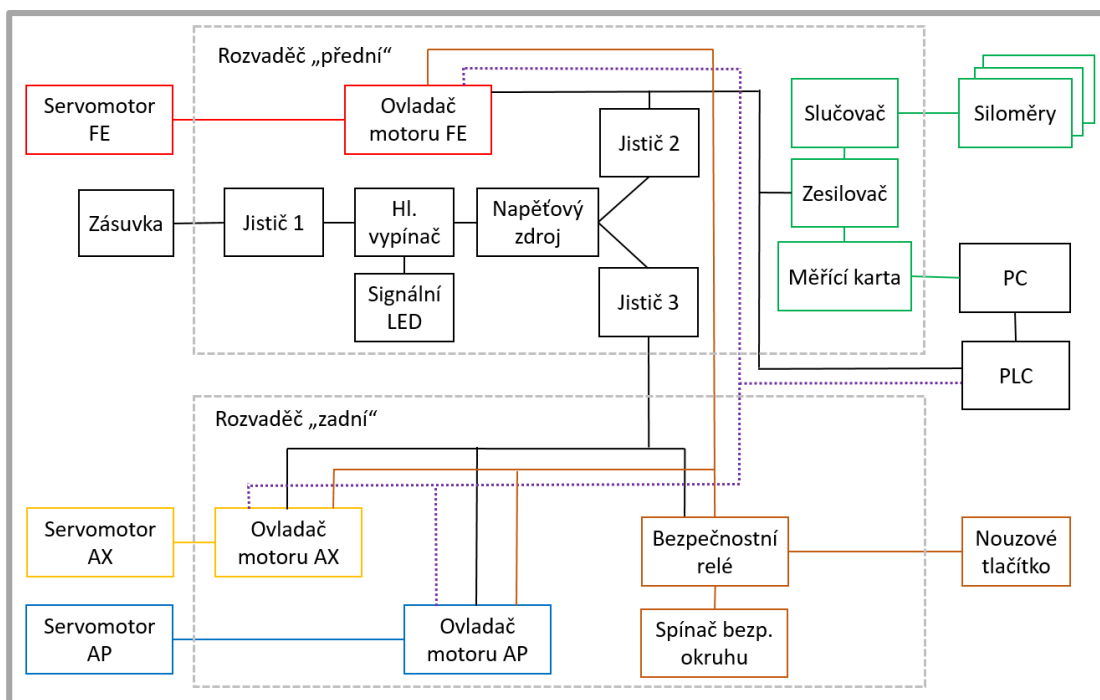
5.7

5.7 Elektroinstalace

V rámci diplomové práce byl proveden rozbor, návrh úprav, rozšíření a celková realizace elektroinstalace přístroje. Původní zapojení kyčelního simulátoru bylo nutné rozšířit. Hlavními body modifikace elektroinstalace bylo připojení dvou pohonných jednotek obsahující ovladače motoru a servomotory. Absence bezpečnostního okruhu u původního zapojení byla řešena použitím bezpečnostního relé, které slouží spolu s bezpečnostním tlačítkem k nouzovému vypnutí pohonných jednotek a jejich zabrzdění. Nouzové vypnutí nepřeruší přívod elektrické energie do přístroje, ale zastaví pohonné jednotky. Původní části zapojení byly částečně změněny z důvodu prostorového omezení v rozvaděči, a to bez zásahu do funkce komponent. Elektroinstalace byla rozdělena do dvou rozvaděčů, které jsou upevněny na spodní část nosného rámu přístroje.

Zjednodušené schéma elektroinstalace simulátoru (viz. obr 5.7) ilustruje rozložení komponent v rozvaděčích a jejich vzájemné vazby. Podrobné schéma elektroinstalace spolu s poznámkami pro případnou modifikaci zapojení je uvedeno v příloze. Síťové napětí je přes jistič přivedeno na hlavní třípólový vypínač. Po sepnutí vypínače je aktivována signální LED a celý přístroj je napájen. Za napěťovým zdrojem [MEAN WELL SP-240-24], jež distribuuje napětí 24 V, jsou umístěny dva jističe, každý z nich chrání komponenty v jednom z rozvaděčů. K ovladači motoru FE

[CMMP-AS-C2-3AM0] je pomocí enkodéru a silového kabelu připojen servomotor FE [EMMS-AS-55-S-LS-TM]. Původní funkce přístroje, jakožto kyčelního simulátoru, byla respektována zachováním části elektroinstalace obsahující siloměry a jejich příslušenství. Signál ze sady tří siloměrů [HLCB2C3] je sjednocen ve slučovači [VKK1-4], a následně prochází zesilovačem [AE301] do měřicí karty [NI USB-6009]. Počítač připojený k měřicí kartě přes USB rozhraní dovoluje zobrazit a zaznamenat průběh zatížení aplikovaného na sadu siloměrů. PLC [CPX-CEC-C1-V3 a CPX-AB-8-KL-4POL] napájeno zdrojem a chráněno jističem je s počítačem spojeno rozhraním ethernet, což dovoluje ovládat řídicí program přístroje. Všechny tři ovladače motorů jsou spojeny s PLC přes vstup CAN, který spolu se zpětnou vazbou přes sběrnici přírůstkového enkodéru X10/X11 na ovládacích motorů slouží k realizaci řídicího algoritmu elektronických vaček. Ovladače motoru AP a AX [CMMP-AS-C2-3A-M0 a CMMP-AS-C5-3A-M0] jsou propojeny s příslušnými servomotory [ESBF-BS-32-50-5P a ESBF-BS-50-50-10P] a usazeny v „zadním“ rozvaděči. Napájení ovladačů motorů AP a AX je chráněno jističem. Bezpečnostní relé [XPS-AF5130], aktivované nouzovým tlačítkem umístěným na rámu stroje na dosah obsluhy, slouží k nouzovému zastavení všech tří pohonných jednotek bez narušení jejich vnitřního algoritmu elektronických vaček. Při každém zapnutí přístroje nebo po použití nouzového tlačítka je nutné bezpečnostní obvod znovu aktivovat spínačem umístěným na „zadním“ rozvaděči. Při nedodržení tohoto postupu nebudou pohonné jednotky přístroje uvedeny do provozu.



Obr. 5.7 Zjednodušené schéma elektroinstalace simulátoru

černá – napětí; zelená – měřicí obvod siloměrů; oranžová – bezpečnostní obvod;
fialová – zpětná vazba pohonných jednotek

5.8 Řízení přístroje

Celkovou práci s přístrojem je možné rozdělit do čtyř fází. V prvním kroku je nutné podrobit rozboru cílený průběh kinematického cyklu, který vychází z normy ISO, například v programu **Microsoft Excel**. Uživatel interpoluje cyklus na formát, jenž je interpretovatelný 120 body na časové ose. Druhým krokem je práce v programu **Festo Configuration Tool**. Všechny tři pohonné jednotky simulátoru jsou spojeny zpětnou vazbou a řízeny pomocí algoritmu elektronické vačky. Signál ke spuštění cyklu vychází z počítače do PLC, kde je přeložen a rozeslán na jednotlivé ovladače motoru. Uživatel proto musí definovat každý průběh elektronické vačky v prostředí **FCT**, a uložit jej do paměti příslušného ovladače motoru přes rozhraní ethernet (konektor X18). Kapacita každého ovladače je 16 různých vaček. Po připojení počítače k PLC, za použití vstupu ethernet, a nastavení IP adresy, je možné spustit v internetovém prohlížeči **ovládací prostředí přístroje** (viz. obr 5.8), kde je realizována třetí fáze řízení simulátoru. Tři pohony jsou přehledně znázorněny v graficky oddělených sekcích prostředí s příslušnými ovládacími prvky, a s jasně separovaným tlačítkem START.

The screenshot shows the 'Festo Simulator kloubu v.2' web interface. It has a top header with the Festo logo and the title 'Simulator kloubu v.2'. Below the header, there are four main control panels. The first panel, 'Start cyklu stroje', includes an 'Auto-Disable' checkbox, a counter for 'Aktuální počet cyklu' (0) and 'Pozadovaný počet cyklu' (5), and a large red 'START' button. The next three panels, 'Nastavení pohonu "Master FE"', 'Nastavení pohonu "Slave 1 AX"', and 'Nastavení pohonu "Slave 2 AP"', each contain a set of controls: 'Enable' (red), 'Homing' (green), 'Start vacky' (red), 'Jog -' and 'Jog +' (red), a position input field ('Aktuální pozice'), a speed input field ('Rychlost pohybu(%)'), a stroke count input field ('Cislo vacky vpřed'), and a 'Reset motoru' (red) button. The 'Master FE' panel shows a position of 60 degrees and a speed of 100%. The 'Slave 1 AX' and 'Slave 2 AP' panels show a position of 0 mm and a speed of 2 strokes.

Obr. 5.8 Ovládací prostředí přístroje

Uživatel spustí požadované pohony tlačítkem ENABLE, což přivede do servomotoru napětí. Následně zvolí číslo vačky pro každý zapnutý pohon. V tomto prostředí bohužel není možné zobrazit názvy a průběhy vaček před spuštěním, a proto musí být dodržena disciplína pracovníků v udržování aktualizovaného externího seznamu elektronických vaček. Základní rychlost cyklu je nastavena na frekvenci 1 Hz a snižováním čísla v ovládacím prostředí se cyklus prodlužuje. Po sepnutí ZAPNOUT VAČKY se pohony natočí/vysunou na výchozí pozici zadaných vaček. Také se tímto

příkazem vypne možnost manuálního chodu pohonů, které jsou realizovány tlačítky JOG. Obsluha zadá počet cyklů a přístroj je možné spustit funkcí START. Počet realizovaných cyklů je zobrazen v příslušném okně. Změna čísla vačky při cyklickém chodu přístroje se nedoporučuje, neboť způsobí zastavení pohonu a je nutné jej restartovat tlačítkem ENABLE a RESET MOTORU. Po dokončení zadaného počtu cyklů pohonu zastaví ve výchozí poloze zadaných vaček. Je možné aktivovat automatické vypnutí přívodu napětí na servomotory volbou AUTO-DISABLE. Poslední krok práce s přístrojem je **ustavení vzájemné polohy mechanických částí** pomocí přípravků. Konkrétně se jedná o ustavení zátěžného mechanismu, polohu kolenního modulu vzhledem k pohonu A/P a usazení lůžka stehenního dílu. Podrobný návod k obsluze přístroje bude uveden v příloze.

Informace o axiálním zatížení ze sady siloměrů používaných při konfiguraci kyčle, jsou zaznamenávány pomocí nezávislého programu, který vytvořil P. Žonda v prostředí Labview.

5.9 Úvodní test funkce přístroje

5.9

Po realizaci kompletní elektroinstalace, sestavení pohonných jednotek a kompletace mechanických částí přístroje byla provedena revize pracovníkem společnosti FESTO. Dále bylo provedeno školení s výše uvedeným způsobem řízení pohonných jednotek, aby nedošlo k poškození materiálu nebo zranění nevhodnou obsluhou. Následně byly nastaveny základní podmínky zpětné vazby, celkové komunikace mezi pohony, a byl převzat řídicí program přístroje ve formátu projektu programu FCT.

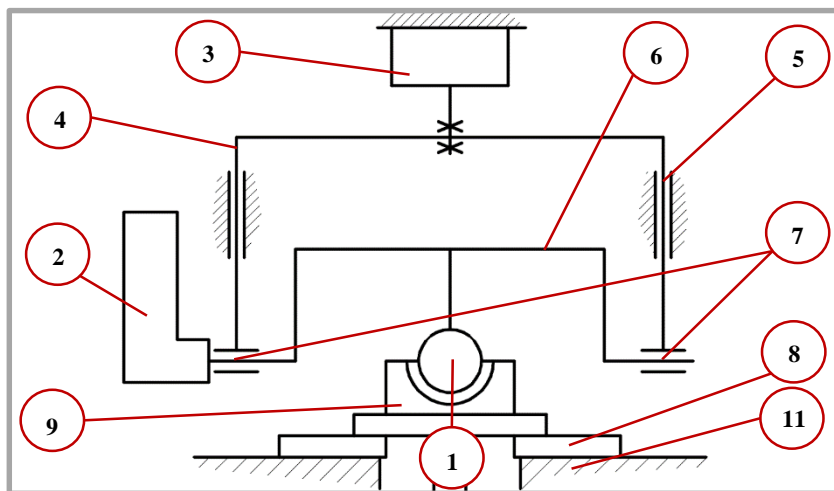
Odchytky usazení komponent mechanické části přístroje, jako jsou lineární vedení a ložisko, byly zjištěny za použití úchylkoměru. Čelní házivost lůžka vložky je 70 μm . Rovinnost usazení lineárního vedení kolenního modulu je 15 μm a pro kolmou rovinu 10 μm . Odchytky svislého vedení, na kterém se pohybuje posuvný rám s pohonem F/E a kyvným rámem, jsou 80 μm a 90 μm .

5.9.1 Kalibrace zátěžného mechanismu

5.9.1

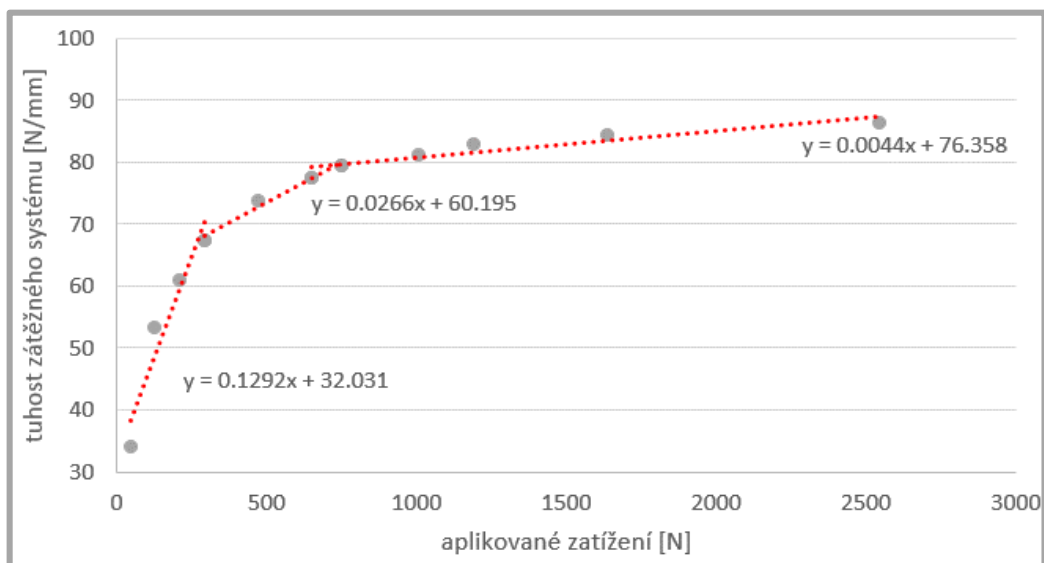
Uzel axiálního zatížení (viz. kap 5.3) se stává ze sady čtyř tlačných pružin, jež jsou stlačovány lineárním pohonem. Rámové prvky přístroje následně přenášejí sílu do stykové dvojice. Pro kalibraci zátěžného mechanismu byl přístroj uveden do konfigurace pro sledování kyčelního kloubu (viz. obr 5.9.1), která obsahovala sadu tří siloměrů. Signál ze sady siloměrů byl zaznamenáván pomocí programu, jenž vytvořil P. Žonda v prostředí Labview. Po vystředění hlavice kyčelní náhrady do jamky, byla provedena sada měření axiální síly v závislosti na stlačení zátěžného mechanismu, při kterých byl spuštěn pouze pohon axiálního zatížení. Rozdílné délky čtyř tlačných pružin, jež byly v toleranci uvedené výrobcem, zapříčinily neshodné dosednutí pružin do lůžek a tím i nelineární tuhost celého systému. Pro určení přesného chování nelineárního charakteru tuhosti byla zátěž vyvozována cyklicky a průměrována pro shodná stlačení pružin. Výsledná závislost tuhosti systému na vyvozeném zatížení je silně nelineární v oblasti zatížení do 400 N. Obsluha má možnost určit funkci proměnné tuhosti zátěžného mechanismu dle rozsahu

aplikovaného zatížení (graf 5.9.1-1), a tím určit korekci vysunutí pohonu. Pro další práci s přístrojem byla zvolena po částech lineární aproximace tuhosti zátěžného mechanismu.



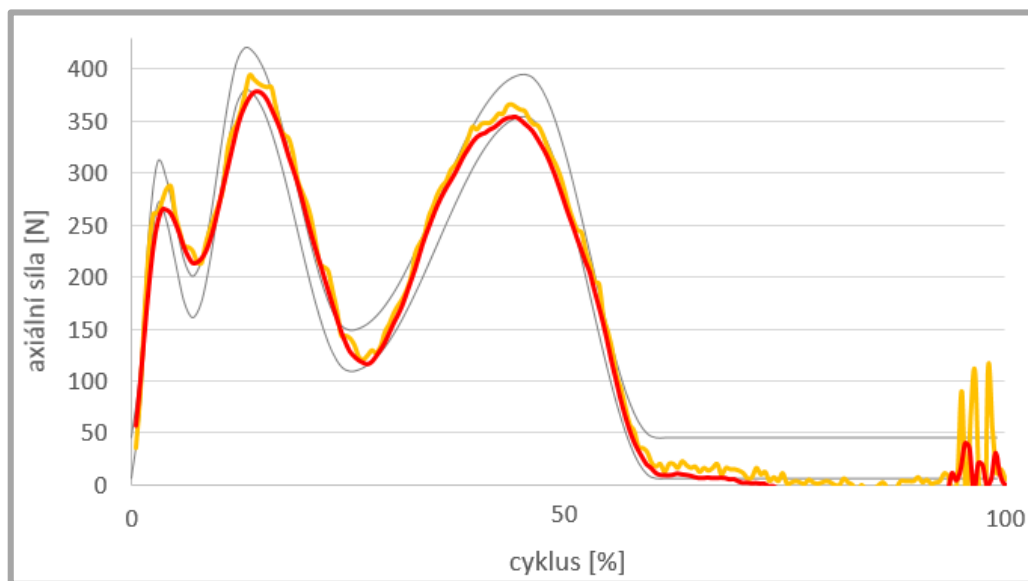
Obr 5.9.1 Schéma mechanické části kyčelního simulátoru [19]

stehenní díl a acetábulum (1); servomotor s planetovou převodovkou (2); zátěžný mechanismus (3); vertikálně posuvný rám (4); lineární vedení (5); kyvný rám (6); hřídele (7); sada siloměrů (8); lůžko acetabula (9); optika (10); základní deska (11)

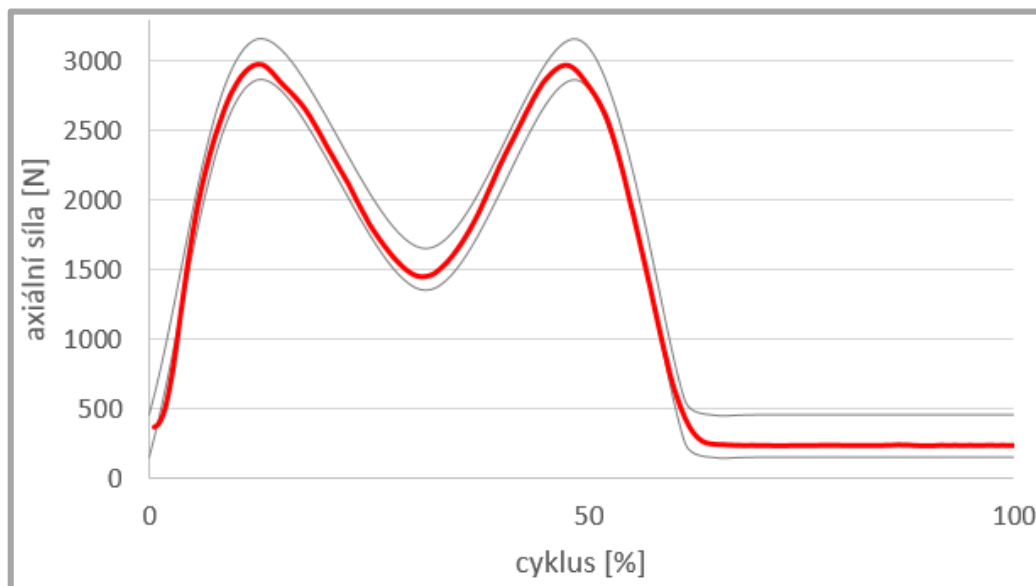


Graf 5.9.1-1 Závislost tuhosti zátěžného mechanismu na aplikovaném zatížení

Následně byl definován cyklus vysunutí pohonu axiálního zatížení, pro redukovanou zátěžnou sílu v konfiguraci kolena, a pro sílu aplikovanou v konfiguraci kyčle. Výsledná odezva ze siloměrů byla porovnána s křivkou, jež vychází z normy ISO, a dle potřeby byl upraven zátěžný cyklus. Pro filtraci signálu byl použit klouzavý průměr z pěti po sobě jdoucích hodnot. Porovnání výsledné odezvy na siloměrech s kýženou křivkou je uvedeno v grafech 5.9.1-2 pro konfiguraci kolene a 5.9.1-3 pro kyčelní uspořádání.



Graf 5.9.1-2 Průběh záznamu axiálního zatížení pro konfiguraci koleno
(červeně – filtrováno; žlutě –nefiltrováno; šedě – toleranční hranice cyklu dle ISO)



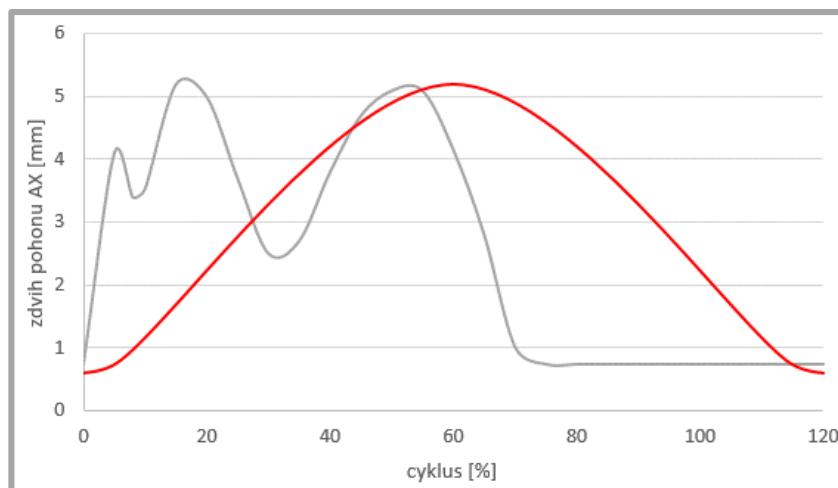
Graf 5.9.1-3 Průběh záznamu axiálního zatížení pro konfiguraci kyčel
(červeně – filtrováno; šedě – toleranční hranice cyklu dle ISO)

5.9.2

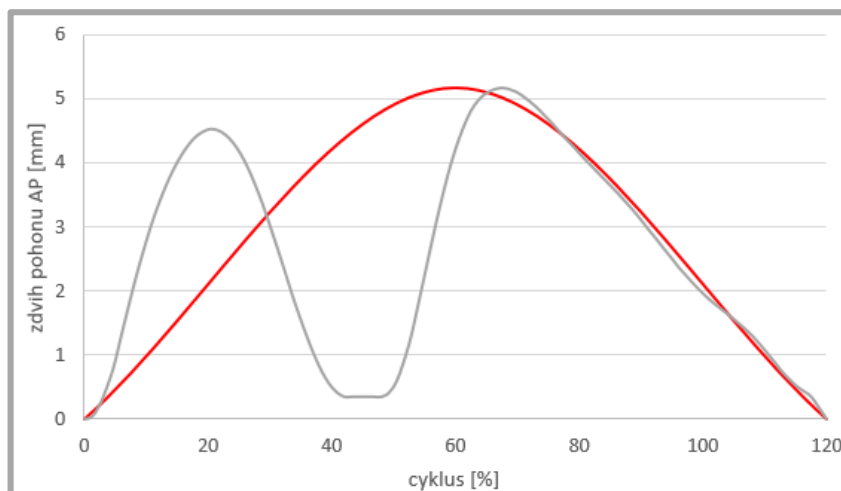
5.9.2 Test kolenního modulu

Podmínky testu

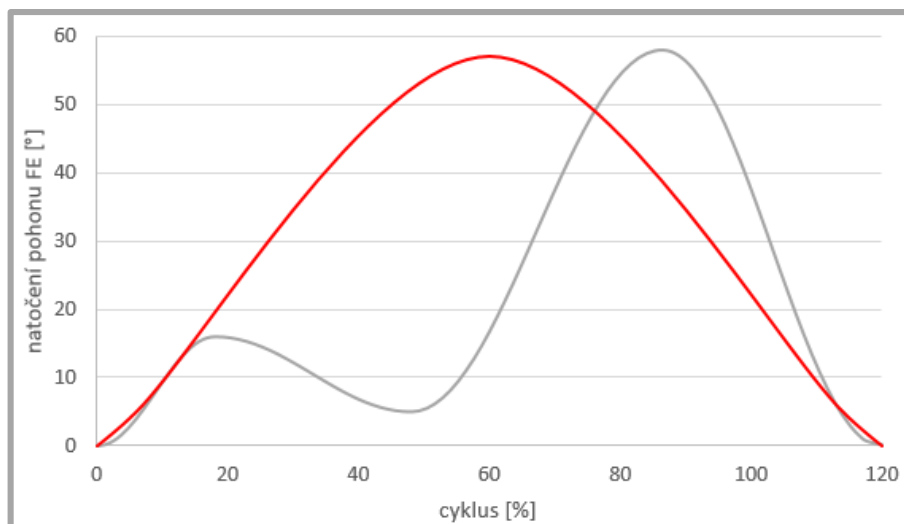
Po kalibraci zátěžného mechanismu, bylo přistoupeno ke kompletní zkoušce kolenního modulu simulátoru. Cílem testu je ověření správné funkčnosti mechanických a pohonných jednotek při interakci se stykovými tělesy, a potvrdit vhodnost použité měřicí bezdotykové optické metody pro zkoumání mazacího filmu. Při testu bude použita styková dvojice zalita mazivem stávající se ze stehenního dílu kolenní náhrady Zimmer a průhledné vložky z PMMA (viz. kap. 2.5.3). Maximální aplikované zatížení odpovídá redukované axiální síle, jejíž maximum je 400 N (viz. kap. 4.3), což odpovídá zdvihu pohonu AX 5,2 mm. Průběh zatížení a řízené translace A/P a rotace F/E byl pro účel prvotního testu zjednodušen (viz. graf. 5.9.2-1 až 5.9.2-3). Zachovány byly maximální hodnoty vysunutí a natočení. Odchylka v řízení pohonů při použití elektronických vaček je ± 0.1 mm pro pohon A/P a $\pm 0.1^\circ$ pro pohon F/E, což jsou hodnoty v toleranci normy. Rozsah translačního pohybu A/P je 0 až 5,17 mm, rotace bude realizována v rozpětí 0 až 57° . Cyklus bude proveden při nižších frekvencích z důvodů jednoduššího sledování stykové oblasti.



Graf 5.9.2-1 Průběh vysunutí pohonu AX (červeně – aplikovaný cyklus; šedě – cyklus dle ISO)



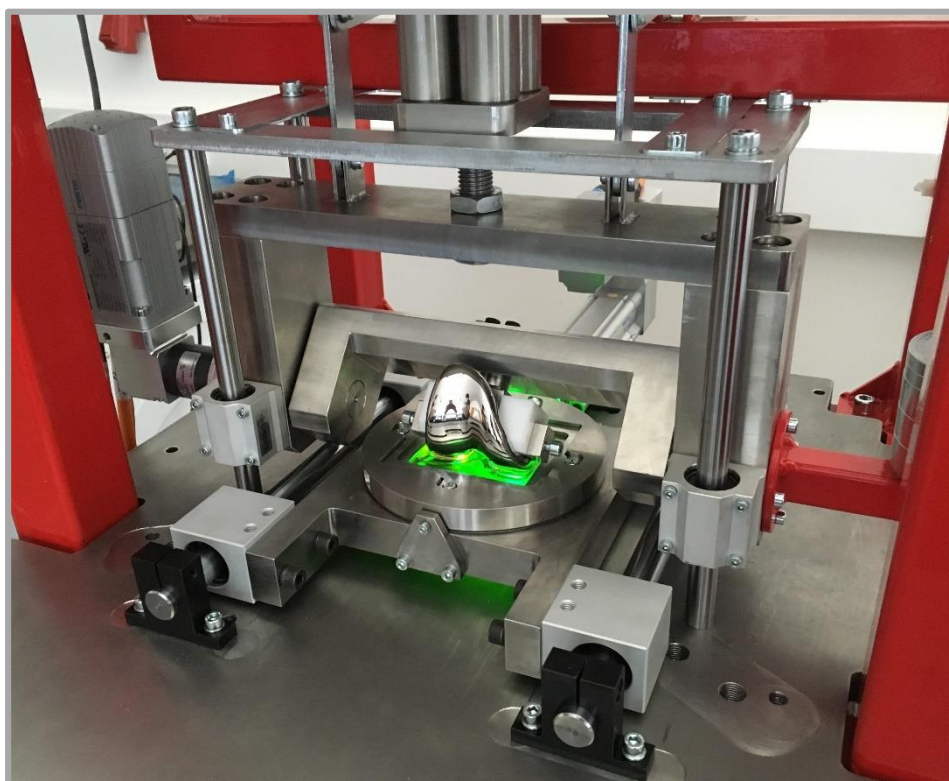
Graf 5.9.2-2 Průběh vysunutí pohonu A/P (červeně – aplikovaný cyklus; šedě – cyklus dle ISO)



Graf 5.9.2-3 Průběh natočení pohonu F/E (červeně – aplikovaný cyklus; šedě – cyklus dle ISO)

Použitá aparatura

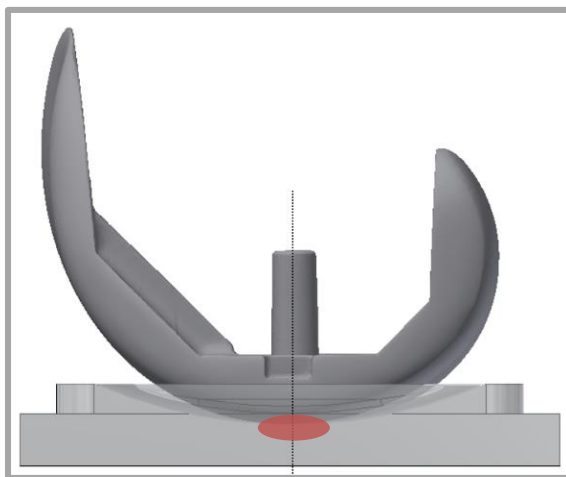
Použitou metodou prvotního testu bude fluorescenční mikroskopie, při které bude kontakt mezi stykovými tělesy zaplaven 0,3 ml hovězího séra albumin, jež je citlivé na světlo. Měřicí aparatura se skládá z počítače, vysokorychlostní kamery Phantom V710, software Phantom Camera Control, zdroje světla ve formě výbojky, objektivu s pětinasobným zvětšením a konzole optických členů. Optická soustava bude upevněna na posuvné konzoli nacházející se pod základní deskou přístroje.



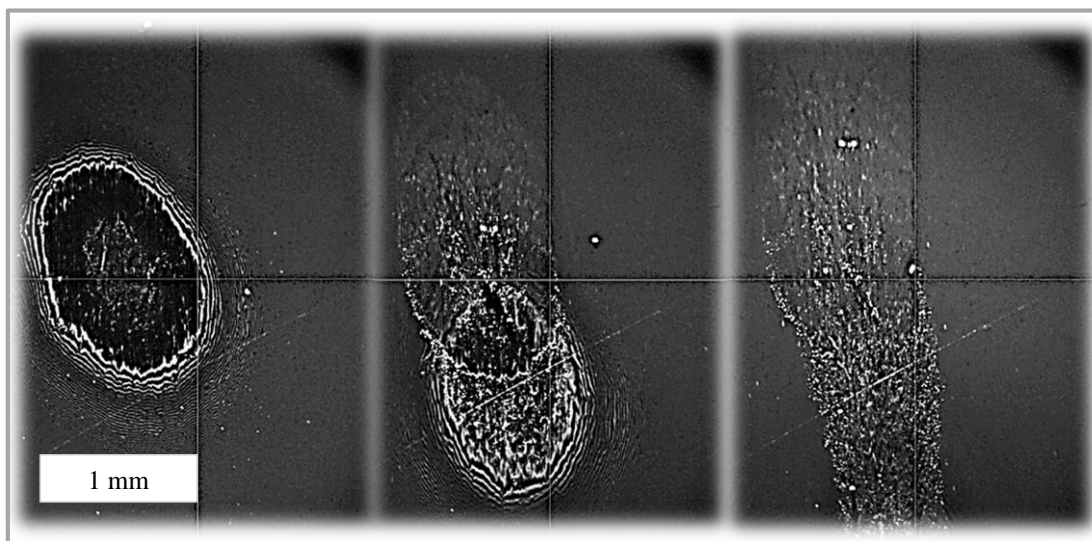
Obr. 5.9.2-1 Kolenní modul simulátoru před testem

Výsledek měření

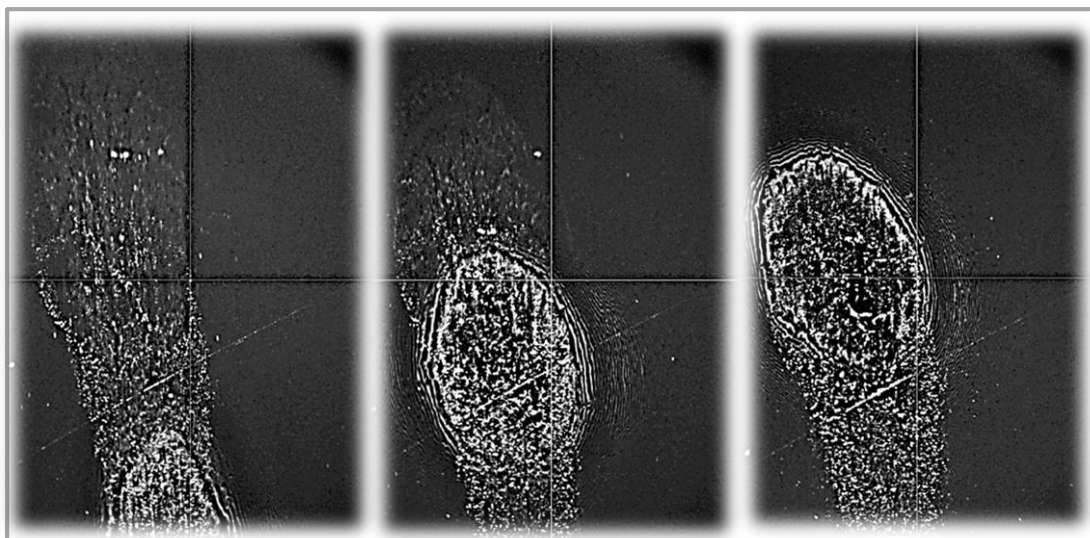
Byl předpokládán pohyb kontaktní oblasti v průběhu cyklu. Proto byla provedena dvě měření s rozdílnými body zaostření, odlišnými frekvencemi cyklu, ale se shodnými průběhy cyklů a hodnotami. Po každém měření bylo nutné stykovou dvojici očistit a aplikovat novou dávku albuminu, neboť se již po několika cyklech začíná měnit jeho vnitřní struktura. Pro **test 1** byl definován bod zaostření jako nulová poloha stykových těles (natočení $F/E = 0^\circ$, translace $A/P = 0$ mm, frekvence cyklu 0,05 Hz).



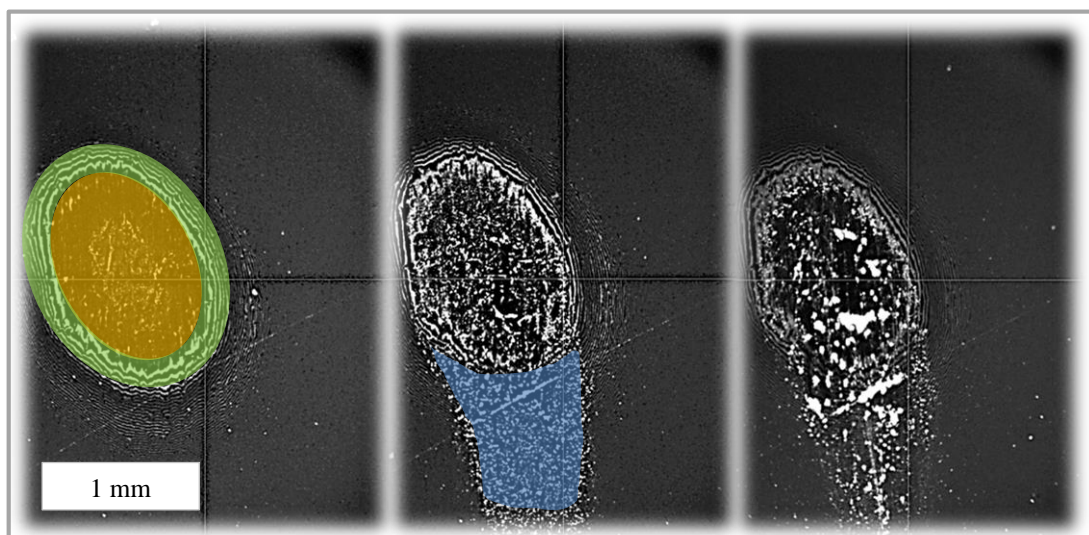
Obr. 5.9.2-2 Konfigurace bodu zaostření pro test 1



Obr. 5.9.2-3 Detail kontaktu při počátku prvního cyklu (test 1)



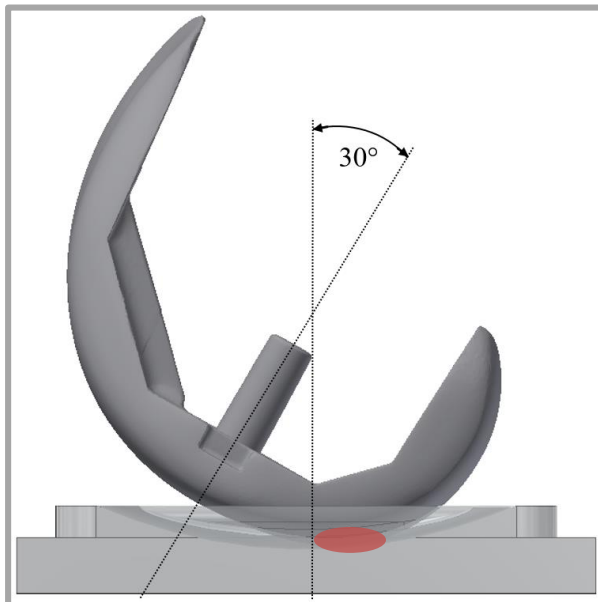
Obr. 5.9.2-4 Detail kontaktu při konci prvního cyklu (test 1)



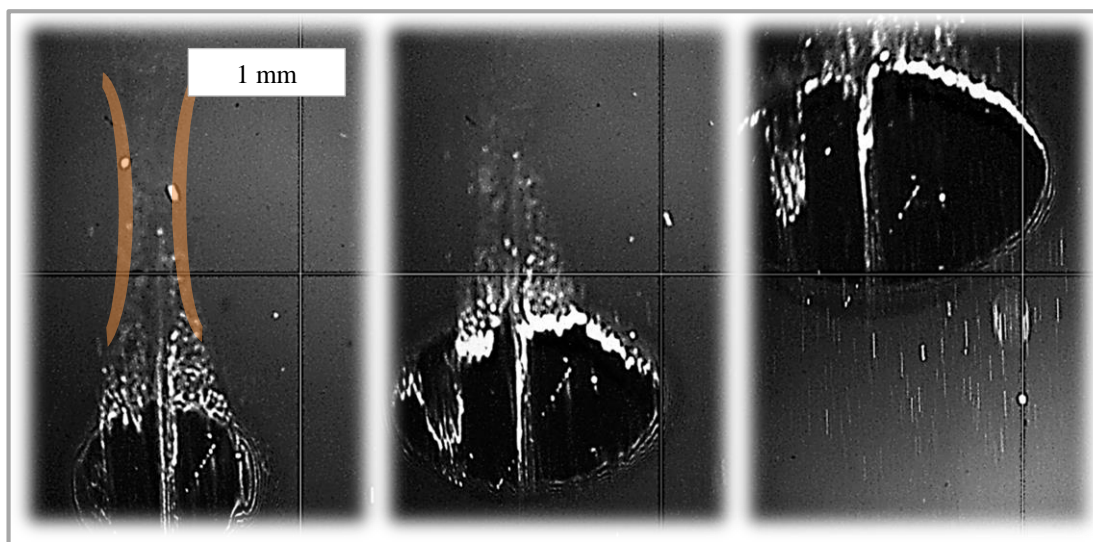
Obr. 5.9.2-5 Detail hromadění proteinových struktur (zleva: před cyklem, po 1. cyklu, po 5. cyklu)

Při testu 1, jehož bod zaostření byl v nulové poloze, je možné jasně sledovat pohyb kontaktu vzhledem ke staticky upevněné kameře (obr. 5.9.2-2). Kontakt (žlutě) se po každém cyklu vracel do původní polohy a zásadně neměnil tvar a velikost, což dokazuje opakovatelnost měření výše uvedenou metodou (obr. 5.9.2-5). Ze záznamu je patrné postupné hromadění a shlukování proteinových struktur (modře) na plochách stykových těles a jejich přítomnost přímo v kontaktu (obr. 5.9.2-5). Vznikají interferenční obrazce (zeleně), které lze následně použít k určení množství maziva v kontaktu. To není cílem tohoto testu, ale potvrzuje funkčnost metody.

Test 2 proběhl při frekvenci 0,25 Hz a jeho bod zaostření se nacházel v 25 % průběhu cyklu (natočení $F/E = 30^\circ$, translace $A/P = 2$ mm). Po zaostření na výše uvedený bod, byla styková dvojice uvedena do nulové polohy (natočení $F/E = 0^\circ$, translace $A/P = 0$ mm, axiální zatížení $= 0 \pm 10$ N) a spuštěn cyklus přístroje.

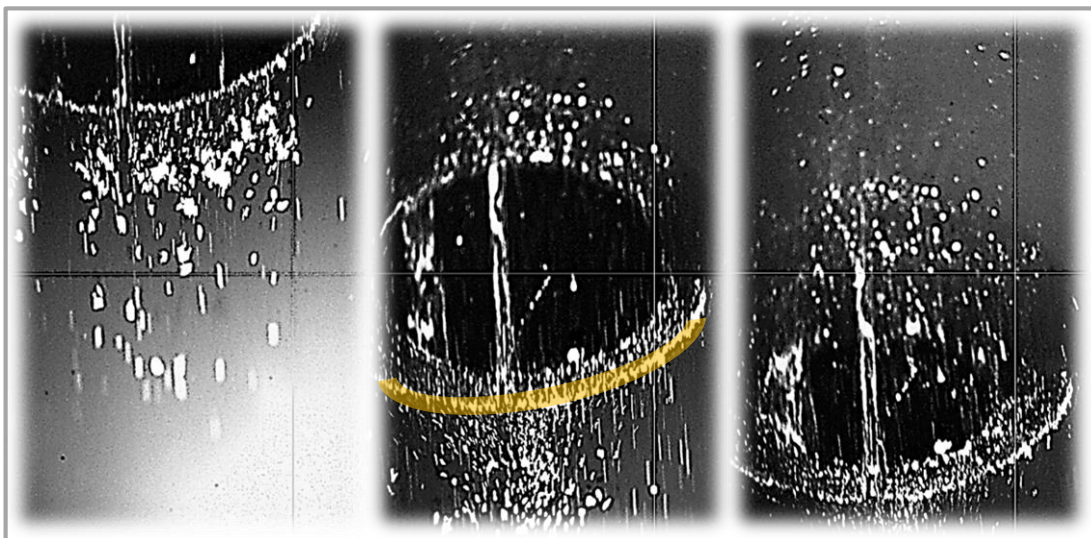


Obr. 5.9.2-6 Konfigurace bodu zaostření pro test 2

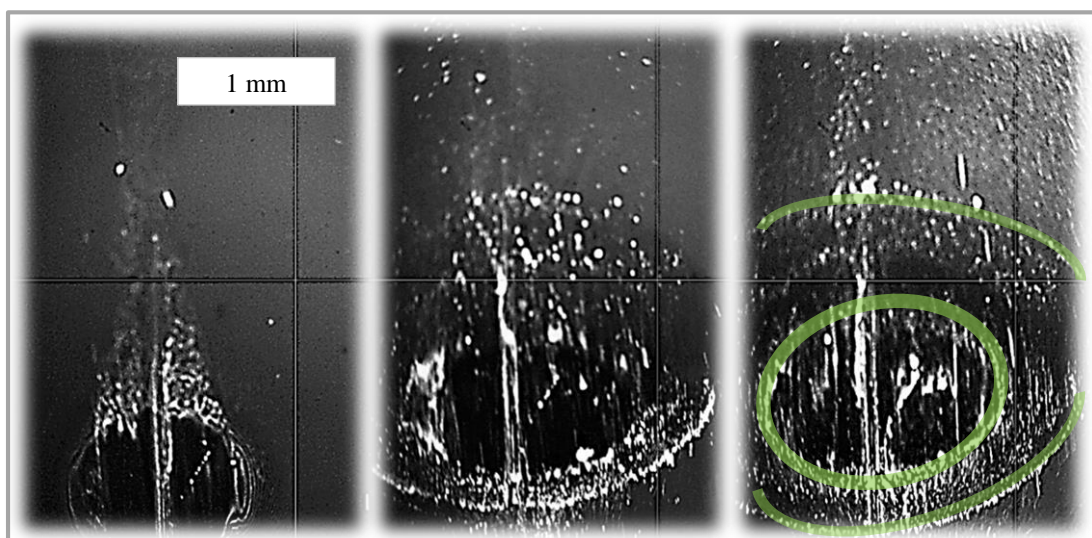


Obr. 5.9.2-7 Detail kontaktu při počátku prvního cyklu (test 2)

Již před vytvořením kontaktu při prvním cyklu mezi stykovými tělesy v pozorovaném bodě je patrná stopa maziva (oranžově), která je zřejmě způsobena postupným zanořením stykového tělesa do lokální vrstvy maziva (obr 5.9.2-7).



Obr. 5.9.2-8 Detail kontaktu při konci prvního cyklu (test 2)



Obr. 5.9.2-9 Detail hromadění proteinových struktur (zleva: před cyklem, po 1. cyklu, po 5. cyklu)

Test 2 byl proveden při pětinasobku frekvence testu 1, což může vysvětlovat rychlejší tvorbu výrazných shluků proteinů. Větší plocha kontaktu, vzhledem k testu 1, vytváří výraznější vlnu maziva, kterou před sebou pohybující se kontakt tlačí (obr. 5.9.2-8 žlutě). Postupným shlukováním proteinových struktur je možné již po pátém cyklu sledovat vytvoření prstenců (obr. 5.9.2-9 zeleně).

5.10 Cenová rozvaha

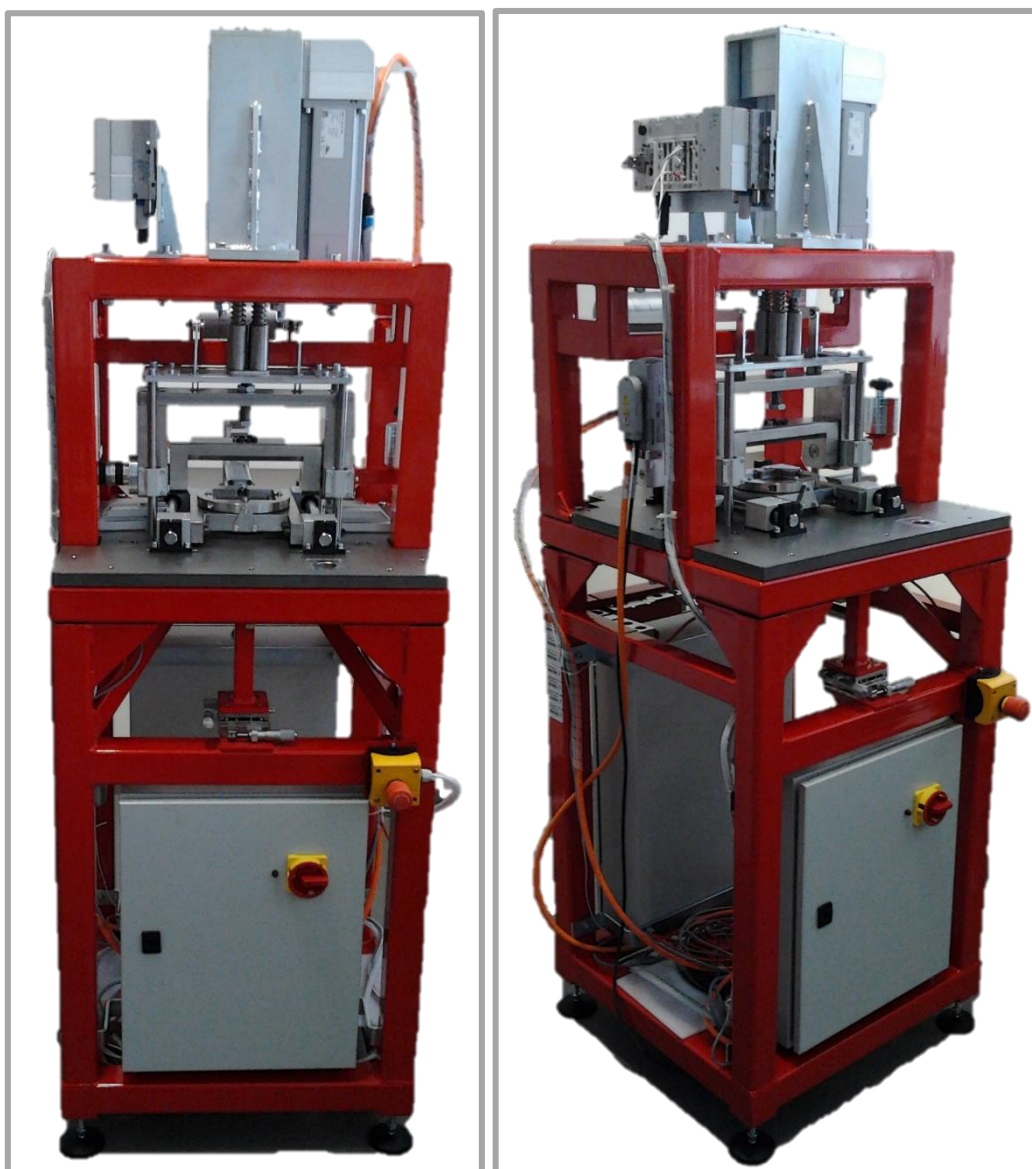
Finanční náročnost výroby modulu simulátoru kyčelního kloubu, jež umožní studium kolenního kloubu, byla značně snížena využitím velkého množství původních dílů, jako jsou pohony, vodící prvky a rámové komponenty. Základní materiál hlavních komponent, jež budou v kontaktu se stykovou dvojicí nebo mazivem, byla zvolena nerezová ocel, což ovlivňuje finanční náročnost na obrábění těchto dílů. Zjednodušený souhrn nákladů na realizaci modulu kolenního simulátoru je uveden v tabulce 5.10. Podrobnější popis jednotlivých komponent je uveden v příloze.

komponenta	celková cena s DPH [Kč]
lineární vedení [MISUMI]	6 665
tlačné pružiny [ALCOMEX]	1 050
ložisko FPXB 508 [ADOZ]	15 107
nerezové obráběné díly [WINSTON]	60 500
ocelové díly [Kratochvíl]	14 300
pohonné jednotky [FESTO]	172 032
řídící program a licence [FESTO]	49 157
rozvaděč [SCHRACK TECH.]	2 228
elektro komponenty	7 273
PMMA vložka	21 780
celkově	350 092

Tab. 5.10 Souhrn nákladů

6 DISKUZE

Výsledkem diplomové práce je funkční zařízení, jež umožňuje simulovat kinematiku a dynamiku kolenního a kyčelního kloubu, při použití příslušných modulů. Aplikované pohybové a zátěžné podmínky vycházejí rozsahy a tolerancemi z norem ISO 14 243-3 a 14 242-3. Přístroj je možné využít ke zkoumání tvorby mazacího filmu mezi kontaktní dvojicí za pomoci optických bezdotykových metod, ale také pro dlouhodobé testy opotřebení. Přístroj nebyl vyráběn v celém rozsahu, ale pouze ve formě modulu pro kyčelní simulátor navržený a zkompletován P. Žondou v roce 2016. To umožnilo využít množství původních komponent, jako jsou rámové prvky, vedení a pohonné jednotky. Pro správnou funkci původních a přidaných pohonných jednotek bylo nutné použít prvky společnosti FESTO, s jejímiž pracovníky se při realizaci přístroje úzce spolupracovalo. Hlavním přínosem je modulárnost konstrukce, která spolu s robustním a flexibilním řízením poskytuje prostor pro implementaci dalších modulů.



Obr. 6 Fotografie simulátoru v konfiguraci kolenního modulu

Optická metoda analýzy mazacího filmu mezi stykovými tělesy vyžaduje, aby jedno ze stykových těles bylo průhledné. V rámci diplomové práce byla navržena průhledná vložka z PMMA, jež svou geometrií vychází z PE vložky totální kolenní náhrady. Složitá geometrie spolu s vysokými nároky na povrchovou úpravu a náchylnost na teplotní ovlivnění materiálu zapříčinily prodlevu při hledání vhodného výrobce. Výroba PMMA vložky byla realizována společností TOPTEC, která již úzce spolupracuje s ÚK na projektech kyčelních náhrad. Průhledná vložka byla po dodání analyzována a byly výrobcem navrženy úpravy, dle kterých bude v budoucnu vyrobena další sada průhledných vložek.

Nízko profilové kuličkové ložisko, které je situováno v kolenním modulu a umožňuje průhledné vložce neřízenou rotaci I/E, mohlo být nahrazeno levnějším kluzným ložiskem. Při použití kluzného ložiska by však mohlo docházet k uvolňování nebo přičení lůžka vložky.

Původní zátěžný mechanismus kyčelního simulátoru, který obsahoval pneumatický píst, nedisponoval dostatečně rychlým reakčním časem ani přesností, a proto byl nahrazen. Nový zátěžný mechanismus, stávající se ze čtyř tlačných pružin a vedení, měl výše uvedené problémy řešit. Také snížil složitost přístroje, neboť již není nutné používat přídatný zdroj stlačeného vzduchu, který poháněl původní pneumatický píst. Bylo zjištěno, že systém pružin nemá lineární tuhost, proto byla vytvořena po částech lineární závislost aplikované síly a tuhosti celého zátěžného mechanismu. Zahrnuje jak nepřesnosti v rozměrech tlačných pružin, tak tuhost vedení pružin a celého posuvného rámu. Výměna jednotlivých pružin za shodnější kusy, může tento problém odstranit. Dalším řešením může být návrh nového zátěžného mechanismu skládajícího se z jedné tlačné pružiny s tuhostí minimálně 85 N/mm. Navzdory nelineárnímu chování zátěžného mechanismu je schopen pracovat v rychlých cyklech s dostatečnou přesností a opakovatelností.

Elektroinstalace přístroje byla rozdělena do dvou rozvaděčů, protože bylo předpokládáno snížení náročnosti provedení zapojení. Ukázalo se, že využití původního rozvaděče přineslo zástavbová omezení, protože přidávané kabelové svazky překračovali možnosti instalovaných průchodek a celý přední rozvaděč se tak stal méně přehledným. Proto při další razantní modifikaci přístroje doporučuji instalaci nového velkého rozvaděče mimo rám simulátoru. Při sestavení elektroinstalace se také ukázalo, že některé nakoupené komponenty nejsou pro funkci přístroje důležité. Tyto nadbytečné komponenty budou předány do inventáře ÚK. Dalšími nevyužitými komponenty je pneumatický píst spolu s příslušenstvím, původně používaný pro vyvození axiální zatížení a nahrazen sadou pružin a lineárním pohonem.

Změna konfigurace přístroje z kyčelního modulu na kolenní modul trvá přibližně 20 min a je proveditelná jednotlivcem. Funkce celého přístroje spolu s použitou metodou měření tvorby mazacího filmu byla ověřena komplexním testem. Získané záznamy z VR kamery prokázaly opakovatelnost měření, možnost sledovat formování proteinových shluků, a potvrdily předpoklad o pohybu kontaktní oblasti mezi stehenním dílem kolenní náhrady a PMMA vložky. Typ optické aparatury byl krátce před testem změněn, což mělo za následek přetížení dvouosé platformy optického příslušenství, jež se nachází pod základní deskou přístroje. Operativně byl tento problém řešen použitím přídatné svěrky, která snížila namáhání dvouosé platformy v kritickém směru. Proto doporučuji nákup větší platformy (např.: MISUMI XYSG100) a úpravu nosné konzole optického příslušenství.

7 ZÁVĚR

Diplomová práce byla zaměřena na návrh a realizaci simulátoru kolenního kloubu a jeho uvedení do provozu. Účelem zařízení je simulace kinematických a dynamických podmínek v kolenní a kyčelní náhradě, jež jsou určeny normami ISO 14 243-3 a 14 242-3. Simulátor umožňuje studium tvorby mazacího filmu mezi stykovými tělesy za použití bezdotykových optických metod a také dlouhodobé testy opotřebení.

Práce obsahuje rozbor parametrů totálních kolenních náhrad s ohledem na cílovou funkci simulátoru. Analýza simulátorů kolenního kloubu, které jsou dostupné na trhu nebo vyráběné na univerzitní úrovni, vymezila možnosti vedení a řízení pohybů a zatížení. Při návrhu koncepčních řešení byla prozkoumána možnost použití zjednodušených stykových těles. Upřednostněn byl návrh, který využívá stehenní díl totální kolenní náhrady Zimmer a průhlednou PMMA vložku. Pomocí optického 3D skeneru byla navržena geometrie průhledné PMMA vložky, jejíž stykové plochy odpovídají geometrii PE vložky totální kolenní náhrady Zimmer. Finální varianta přístroje vychází přímo z konstrukce kyčelního simulátoru realizovaného P. Žondou v roce 2016 na ÚK. U tohoto přístroje byl modifikován zátěžný mechanismus a přidán modul kolenního kloubu. Spolu s mechanickými úpravami byla rozšířena elektroinstalace simulátoru a definován nový způsob řízení tří pohonných jednotek přístroje. Funkce přístroje byla ověřena komplexním testem, jenž ukázal bezproblémovou práci mechanických, elektronických i ovládacích prvků. Zároveň určil optickou fluorescenci jako vhodnou metodu pro analýzu mazacího filmu ve styku stehenního dílu totální kolenní náhrady a PMMA vložky.

Rostoucí počet pacientů trpících artrózou kolenního kloubu zvyšuje nároky na kvalitu a životnost kolenních náhrad. Budoucí přínos simulátoru je možnost provádět komplexní analýzy tvory mazacího filmu v totálních kolenních náhradách. V současnosti na trhu není srovnatelné zařízení, a proto má potenciál přispět k popsání nových trendů v mazání kolenních náhrad.

Výsledkem diplomové práce je simulátor kolenního kloubu, jenž vychází z kyčelního simulátoru. Nový způsob řízení umožňuje realizaci široké škály zátěžných a pohybových cyklů, proto je vhodný pro sledování tvorby mazacího filmu a také pro dlouhodobé testy opotřebení. Součástí příloh je výkresová dokumentace a podrobný návod pro obsluhu a modifikaci celého přístroje.

8 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. 2., upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2001. ISBN 80-716-9970-5.
- [2] Knee Replacement Implants [online]. Chicago: AAOS, 2016 [cit. 2017-05-17]. Dostupné z: <http://orthoinfo.aaos.org/topic.cfm?topic=a00221>
- [3] FRASER, Craig. *Total Knee Replacement: The Mechanical Properties of the Human Knee Meniscus*. Edinburgh, 2011. Individual honours project. The university of Edinburgh. Vedoucí práce J.A. McGeough.
- [4] BEZNOSKA, Stanislav, Oldřich ČECH a Karel LOBL. *Umělé náhrady lidských kloubů: Biomechanické, materiálové a technologické aspekty*. 1. Praha: SNTL, 1987. ISBN neuvedeno.
- [5] COLLIER, John P., Barbara H. CURRIER, Francis E. KENNEDY, John H. CURRIER, Graham S. TIMMINS, Simon K. JACKSON a Robin L. BREWER. Comparison of Cross-Linked Polyethylene Materials for Orthopaedic Applications. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2003, **414**, 289-304. DOI: 10.1097/01.blo.0000073343.50837.03. ISSN 0009-921x. Dostupné také z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage>
- [6] SENSI, Lorenzo, Roberto BUZZI, Francesco GIRON, Lapo DE LUCA a Paolo AGLIETTI. Patellofemoral Function After Total Knee Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*. 2011, **26**(8), 1475-1480. DOI: 10.1016/j.arth.2011.01.016. ISSN 08835403. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0883540311000441>
- [7] ISO 14243-3. *Implants for surgery – Wear of total knee-joint prostheses: Part 3: Loading and displacement parameters for wear-testing machines with displacement control and corresponding environmental conditions for test*. 2. Geneva: ISO copyright office, 2014.
- [8] VAVŘÍK, Pavel a Vratislav RYBKA. *Aloplastika kolenního kloubu*. Praha: Arcadia, 1993. Thovt. ISBN 80-901-4239-7
- [9] STEWART, T, Z JIN, D SHAW, D AUGER, M STONE a J FISHER. Experimental and Theoretical Study of the Contact Mechanics of Five Total Knee Joint Replacements. *Journal of Engineering in Medicine*. 1995, **204**(4). ISSN 2041-3033.
- [10] GALLO, J., HARTL, M., VRBKA, M., NAVRAT, T., KRUPKA, I.: *Co by měl vědět ortoped o biotribologii totální endoprotézy kyčelního kloubu*. Acta Chir. orthop. Traum. čech., 80: 377–385, 2013.

- [11] KUČERA, Ondřej. *Experimentální studium mazacích filmů v kontaktu strojních součástí* [online]. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta strojního inženýrství, 2008 [cit. 2017-05-17]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/2656>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta strojního inženýrství. Ústav konstruování. Vedoucí práce Michal Vaverka.

- [12] NEČAS, David. *The Effect of Synovial Fluid Constituents on Lubrication of Hip Joint Replacements* [online]. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta strojního inženýrství, 2016 [cit. 2017-05-17]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/63146>. Disertační práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta strojního inženýrství. Ústav konstruování. Vedoucí práce Martin Hartl.

- [13] LOW, Benjamin. *Design of a 3 axis waer testing device to evaluate the effect of slide to roll ration on UHMW polyethylene wear in TKR*. Christchurch, 2005. Diplomová práce. University of Canterbury.

- [14] *Advanced Mechanical Technology* [online]. Watertown: Advanced Mechanical Technology, 2016 [cit. 2017-05-17]. Dostupné z: <http://www.amti.biz/AMTIpibrowser.aspx>

- [15] *Bionix Knee wear simulator* [online]. Minneapolis: MTS systems, 2016 [cit. 2017-05-17]. Dostupné z: <http://mts.com/en/products/producttype/test-systems/simulation-systems/biomedical-wear-simulation/knee/index.htm>

- [16] *Knee Wear Simulator* [online]. Stockport: Prosim, 2016 [cit. 2017-05-17]. Dostupné z: <http://www.prosim.co.uk/knee1.php>

- [17] SAIKKO, Vesa, Tiina AHLROOS a Olof CALONIUS. A three-axis knee wear simulator with ball-on-flat contact. *Wear*. 2001, **249**(3-4), 310-315. DOI: 10.1016/S0043-1648(01)00567-1. ISSN 00431648. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0043164801005671>

- [18] VAN CITTERS, Douglas W., Francis E. KENNEDY, John H. CURRIER, John P. COLLIER a Thomas D. NICHOLS. A Multi-Station Rolling/Sliding Tribotester for Knee Bearing Materials. *Journal of Tribology*. 2004, **126**(2), 380-. DOI: 10.1115/1.1645536. ISSN 07424787. Dostupné také z: <http://Tribology.asmedigitalcollection.asme.org/article.aspx?articleid=1467080>

- [19] ŽONDA, Peter. *Konstrukce simulátoru kyčelního kloubu* [online]. Brno: Vysoké učení technické v Brně. Fakulta strojního inženýrství, 2016 [cit. 2017-05-18]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/59672>. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta strojního inženýrství. Ústav konstruování. Vedoucí práce Martin Vrbka.

- [20] BRAND, Richard A., Michael A. MONT a M. M. MANRING. Biographical Sketch: Themistocles Gluck (1853–1942). *Clinical Orthopaedics and Related Research*®. 2011, **469**(6), 1525-1527. DOI: 10.1007/s11999-011-1836-8. ISSN 0009-921x. Dostupné také z: <http://link.springer.com/10.1007/s11999-011-1836-8>

- [21] Suffering-from-runners-knee-part-1. In: *Jannicke-athletics* [online]. 2016 [cit. 2016-05-18]. Dostupné z: <http://jannicke-athletics.blogspot.cz/2010/10/suffering-from-runners-knee-part-1.html>

- [22] What's up with the noise my knee makes? In: *B-reddy* [online]. 2014 [cit. 2016-03-18]. Dostupné z: <https://b-reddy.org/2014/07/14/whats-up-with-the-noise-my-knee-makes/>

- [23] Total Knee System. In: *Corin* [online]. Cirencester, 2016 [cit. 2017-05-18]. Dostupné z: http://www.coringroup.com/medical_professionals/products/knees/rotaglide/implant/

- [24] Partial Knee Replacement. In: *Kneespecialists* [online]. Bristol, 2016 [cit. 2017-05-18]. Dostupné z: <http://www.kneespecialists.co.uk/conditions-procedures/procedures/partial-knee-replacement/>

- [25] HAGGENDORN, Marco, Roger SCHERRER a Matthias SCHAPPER. *J-curve for a femoral prosthesis component*. 2009. Švýcarsko. US20110153026 A1. Uděleno 2011. Zapsáno 2009.

- [26] Joint biomechanics. In: *Institute of Orthopaedic Research and Biomechanics* [online]. Ulm, 2016 [cit. 2017-05-18]. Dostupné z: <http://www.uni-ulm.de/en/med/institute-of-orthopaedic-research-and-biomechanics/research-areas/joint-biomechanics/>

9 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN**9**

Seznam zkratk

TKR	total knee replacement (totální kolenní náhrada)
ISO	international organization for standardization (mezinárodní organizace pro normalizaci)
A/P	anterior / posterior (přední / zadní)
AX	axiální zatížení
F/E	flexe / extenze (pokrčení / natažení)
I/E	interní / externí (vnitřní / vnější)
V/V	varus / valgus (vybočení / vbočení)
PE	polyetylen
PMMA	polymethylmethakylát

Seznam symbolů a veličin

Označení	Jednotka	Název veličiny
P_o	N	maximální ekvivalentní statické zatížení
F_{AX}	N	axiální síla
F_{RAD}	N	radiální síla

10 SEZNAM POUŽITÝCH OBRÁZKŮ, GRAFŮ A TABULEK

Obr. 1	Gluck's ivory TKR [20]	9
Obr. 2.1	Anatomický popis kolenního kloubu [21]	10
Obr. 2.2.	Proces operace totální náhrady kolenního kloubu [22]	10
Obr. 2.2.1-1	Díly totální kolenní náhrady [23]	11
Obr. 2.2.2-2	Částečná kolenní náhrada [24]	12
Obr. 2.4	Geometrie kolenní náhrady typu „J-křivka“ [25]	15
Graf. 2.5.1	Průběh axiálního zatížení náhrady kolenního kloubu [7]	15
Graf. 2.5.2-1	Průběh jednotlivých pohybů náhrady kolenního kloubu [7]	16
Obr. 2.5.2-2	Schéma pohybů a zatížení kolenní náhrady dle normy ISO [7]	17
Obr. 2.5.3	Tribologická soustava totální kolenní náhrady	18
Obr. 2.7-1	Simulator kolenního kloubu [26]	20
Obr. 2.7-2	ADL knee simulator [14]	21
Obr. 2.7-3	Bionix Knee Wear Subsystem [15]	21
Obr. 2.7-4	ProSim Knee simulator [16]	22
Obr. 2.7-5	Schéma a fotografie kolenního simulátoru [17]	23
Obr. 2.7-6	Schéma a fotografie kolenního simulátoru [18]	23
Obr. 2.7-7	Schéma mechanické části kyčelního simulátoru [19]	24
Obr. 2.7-8	Model kyčelního simulátoru [19]	25
Obr. 4.1-2	Schéma konceptu Alfa se zvýrazněnými pohyby	30
Obr. 4.2-2	Schéma konceptu Beta se zvýrazněnými pohyby	32
Obr. 4.3-1	Schéma konceptu Gama se zvýrazněnými pohyby	33
Obr. 4.4-1	Schéma zvolené varianty se zvýrazněnými pohyby	34
Obr. 5-1	Celkový pohled na sestavu simulátoru	35
Obr. 5.1-1	Celkový pohled na podsestavu AP	36
Obr. 5.1-2	Deformace PMMA vložky při maximální zátěžné síle 400 N	37
Obr. 5.2-1	Celkový pohled na podsestavu FE	38
Obr. 5.2-2	Rozložení napětí upínacího trnu při natočení 16° a zatížení 2600 N	39
Obr. 5.2-3	Detail upínacího lůžka	39
Obr. 5.3	Celkový pohled na podsestavu axiálního zatížení a detail systému pružin	40
Obr. 5.4-1	Sestava lineárního pohonu	41
Obr. 5.4-2	Parametry pohonné jednotky zátěžného mechanismu a průběh vysunutí pohonu	42
Obr. 5.4-3	Parametry pohonné jednotky rotace F/E a průběh natočení motoru	42
Obr. 5.4-4	Parametry pohonné jednotky translace A/P a průběh vysunutí pohonu	42
Obr. 5.5	Upínací přípravek a způsob jeho užití	43
Obr. 5.6	Odchylka tvaru průhledné PMMA vložky od polyethylenové vložky kolenní náhrady, hlavní stykové oblasti zvýrazněny (nahore); model průhledné PMMA vložky (dole)	44
Obr. 5.7	Zjednodušené schéma elektroinstalace simulátoru	45
Obr. 5.8	Ovládací prostředí přístroje	46
Obr. 5.9.1	Schéma mechanické části kyčelního simulátoru [19]	48
Graf 5.9.1-1	Závislost tuhosti zátěžného mechanismu na aplikovaném zatížení	48
Graf 5.9.1-2	Průběh záznamu axiálního zatížení pro konfiguraci koleno	49
Graf 5.9.1-3	Průběh záznamu axiálního zatížení pro konfiguraci kyčel	49
Graf 5.9.2-1	Průběh vysunutí pohonu AX	50

Graf 5.9.2-2	Průběh vysunutí pohonu A/P	50
Graf 5.9.2-3	Průběh natočení pohonu F/E	51
Obr. 5.9.2-1	Kolenní modul simulátoru před testem	51
Obr. 5.9.2-2	Konfigurace bodu zaostření pro test 1	52
Obr. 5.9.2-3	Detail kontaktu při počátku prvního cyklu (test 1)	52
Obr. 5.9.2-4	Detail kontaktu při konci prvního cyklu (test 1)	53
Obr. 5.9.2-5	Detail hromadění proteinových struktur	53
Obr. 5.9.2-6	Konfigurace bodu zaostření pro test 2	54
Obr. 5.9.2-7	Detail kontaktu při počátku prvního cyklu (test 2)	54
Obr. 5.9.2-8	Detail kontaktu při konci prvního cyklu (test 2)	55
Obr. 5.9.2-9	Detail hromadění proteinových struktur	55
Tab. 5.10	Souhrn nákladů	56
Obr. 6	Fotografie simulátoru v konfiguraci kolenního modulu	57

11 **11 SEZNAM PŘÍLOH**

Přílohy

- 1 Cenová rozvaha
- 2 Seznam výkresové dokumentace
- 3 Fotografie přístroje
- 4 Analýza upínacího trnu stehenního dílu
- 5 Schéma elektroinstalace
- 6 Tabulka nelineárního chování zátěžného mechanismu
- 7 Kontrola geometrie dodané průhledné vložky
- 8 Výkresová dokumentace
- 9 Návod k obsluze

12 PŘÍLOHY

12

1 Cenová rozvaha

komponenta	dodavatel	kód produktu	množství	cena včetně DPH	cena bez DPH
			[ks]	[Kč]	[Kč]
díly mechanické					
PODPĚRA LINEÁRNÍHO VEDENÍ	MISUMI	SHSTB20-25	4	2 160	
LINEÁRNÍ LOŽISKO	MISUMI	LHSS20	4	2 592	
HŘÍDEL LINEÁRNÍHO VEDENÍ	MISUMI	PSSFU20-360	2	1 912	
PRUŽINA TLAČNÁ NEREZOVÁ	ALCOMEX	DR3560 A	4	1 050	
LOŽISKO S NÍZKÝM PROFILEM	ADOZ	SKF FPXB 508	1	15 107	
pohonné jednotky					
ŘÍDÍCÍ SOFTWARE	FESTO		1	49 157	40 625
POHON A/X	FESTO		1	94 618	78 249
POHON A/P	FESTO		1	77 414	64 022
díly elektroinstalace					
ROZVADĚČ WS 600x400x155	SCHRACK	WSM6040150	1	2 228	
OKO KABLOVÉ	GES	6614118	4	11	9
KABEL KULATÝ LIYC 6x0,25 STÍNĚNÝ	GES	6915013	5	145	120
SVORKOVNICE WAGO 222-415	GES	6614118	4	68	56
BUŽÍRKA VINUTÁ 9mm	GME	656-441	6	90	74
VODIČ LANKO CYA 1x0,5 ČERNÝ	GME	651-276	15	68	56
VODIČ LANKO CYA 1x0,5 BÍLÝ	GME	651-010	15	68	56
VODIČ LANKO CYA 1x0,5 ČERVENÝ	GME	651-285	5	25	21
SILOVÝ KABEL 3x1,5 BÍLÝ	GME	680-029	5	80	66
SVORKA BEZŠROUBOVÁ WAGO221-415	GME	842-033	15	284	234
KONEKTOR CAN 25 V	GME	801-016	2	18	15
KRYT CAN 25	GME	801-103	2	24	20
KABELOVÁ PRŮCHODKA IP67	GME	627-312	6	37	31
VODIČ LANKO CYA 1x1,5 BÍLÝ	GME	651-016	10	102	84
VODIČ LANKO CYA 1x1,5 ČERNÝ	GME	651-018	20	192	159
VODIČ LANKO CYA 1x1,5 ČERVENÝ	GME	651-019	20	192	159
VODIČ LANKO CYA 1x1,5 ZELENOŽLUTÝ	GME	651-139	10	102	84
KABEL VÍCEŽÍLOVÝ UTP	GME	651-310	5	81	67
KABELOVÁ PRŮCHODKA EG-16	GME	656-503	4	44	36

KABEL CYLY 2x0,75 BÍLÝ	GME	680-027	5	51	42
BEZP. RELÉ, PREVENTA XPS-AF5130	ELFETEX	10.067.649	1	3 424	2 832
JISTIČ PL6 4B/1	ELFETEX	10.060.631	2	273	225
JISTIČ KS 6C/1	ELFETEX	10.060.636	1	110	91
HLAVICE OVLADAČE, M22-PVT	ELFETEX	10.071.412	1	337	278
KRYT DÁLK. OVLADAČE, M22-IY1	ELFETEX	10.070.134	1	216	179
VYPÍNAČ, M22-K01	ELFETEX	10.070.107	3	176	145
SPÍNAČ, M22-K10	ELFETEX	10.070.106	3	176	145
ADAPTÉR, M22-A	ELFETEX	10.070.105	4	119	98
HLAVICE OVLADAČE, M22-DL-W	ELFETEX	10.070.100	2	271	224
SKŘÍŇKA, M22-I2	ELFETEX	10.070.125	1	248	205
DVOJTLAČÍTKO M22-DDL-GR-GB1/GB0	ELFETEX	10.056.510	1	245	203
díly vyráběné					
DESKA AP	WINSTON	AP-01-01	1	21 500	
LŮŽKO VLOŽKY	WINSTON	AP-01-02	1	8 400	
PŘÍTLAČNÁ VANA	WINSTON	AP-01-03	1	4 500	
PATKA DESKY AP	WINSTON	AP-01-04	1	300	
ZÁMĚK IE	WINSTON	AP-01-05	1	1 200	
ZÁTĚŽNÝ ŠROUB	WINSTON	AX-01-01	1	900	
MATICE PRUŽIN	WINSTON	AX-01-02	2	2 600	
LŮŽKO PRUŽIN	WINSTON	AX-01-03	4	5 500	
TRN PRUŽIN	WINSTON	AX-01-04	4	2 500	
PODPĚRA MOTORU AX	WINSTON	AX-01-07	1	500	
UPÍNAČÍ TRN	WINSTON	FE-01-01	1	1 900	
UPÍNAČÍ LŮŽKO	WINSTON	FE-01-02	1	5 600	
ČEP	WINSTON	FE-01-03	1	2 300	
UPÍNAČÍ VÝSTELKA PRAVÁ	WINSTON	FE-01-04	1	700	
UPÍNAČÍ VÝSTELKA LEVÁ	WINSTON	FE-01-05	1	700	
PŘÍPRAVEK UPÍNAČÍ	WINSTON	PŘ-01	1	1 400	
VLOŽKA MENISKU v5	TOPTEC	AP-01-06	1	21 780	
KONZOLE MOTORU AX	KRATOCHVÍL	AX-02	1	5 300	
KONZOLE PLC	KRATOCHVÍL	PLC-01	1	2 900	
ZÁKLADNÍ DESKA	KRATOCHVÍL	UP-02	1	4 300	
PŘÍRUBA ROZVADĚČE	KRATOCHVÍL	UP-05	2	1 800	
celková suma včetně DPH				350 092	[kč]

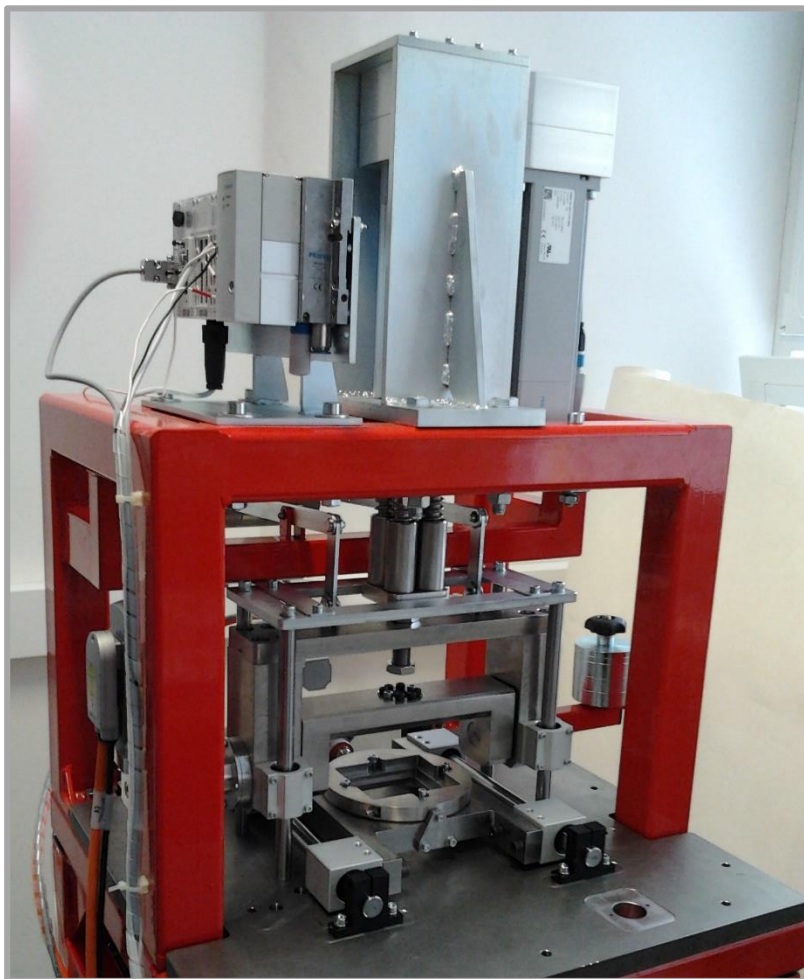
2 Seznam výkresové dokumentace

Název	Číslo dokumentu
SIMULÁTOR KOLENNÍHO KLOUBU	01
SIMULÁTOR KOLENNÍHO KLOUBU-K1	01-K1
SIMULÁTOR KOLENNÍHO KLOUBU-K2	01-K2
SIMULÁTOR KOLENNÍHO KLOUBU-K3	01-K3
DESKA VRCHNÍ	ÚP-01
ZÁKLADNÍ DESKA	ÚP-02
RÁM HORNÍ	ÚP-03
UZEL AP	AP-01
UZEL AP-K	AP-01-K
DESKA AP	AP-01-01
LŮŽKO VLOŽKY	AP-01-02
PŘÍTLAČNÁ VANA	AP-01-03
PATKA DESKY AP	AP-01-04
ZÁMEK IR	AP-01-05
VLOŽKA MENISKU v5	AP-01-06
TĚSNĚNÍ	AP-01-07
HLAVA ZATĚŽOVACÍ	AX-01
HLAVA ZATĚŽOVACÍ-K	AX-01-K
ZÁTĚŽNÝ ŠROUB	AX-01-01
MATICE PRUŽIN	AX-01-02
LŮŽKO PRUŽINY	AX-01-03
TRN PRUŽINY	AX-01-04
KONZOLE MOTORU AX	AX-02
PODSTAVA	AX-02-01
STĚNA	AX-02-02
ŽEBRO	AX-02-03
VRCHLÍK	AX-03
PODPĚRA MOTORU	AX-04
KONZOLE PLC	PLC-01
DESKA	PLC-01-01
STĚNA	PLC-01-02
ŽEBRO	PLC-01-03
TRN UPÍNACÍ	FE-01
TRN UPÍNACÍ-K	FE-01-K
UPÍNACÍ TRN	FE-01-01
UPÍNACÍ LŮŽKO	FE-01-02
ČEP	FE-01-03
UPÍNACÍ VÝSTELKA PRAVÁ	FE-01-04
UPÍNACÍ VÝSTELKA LEVÁ	FE-01-05
PŘÍPRAVEK UPÍNACÍ	PŘ-01
PŘÍPRAVEK AX	PŘ-02
PATKA PÁKOVÉHO ŠROUBU	PK-01
PLECH PÁKOVÉHO ŠROUBU	PK-01-01
MATICE PÁKOVÉHO ŠROUBU	PK-01-02
PROTIŽÁVAŽÍ	PK-02
DRŽÁK SILOMĚŘŮ	DR-01
DRŽÁK NOUZOVÉHO TLAČÍTKA	DR-02
PLECH NOUZOVÉHO TLAČÍTKA	DR-02-01
PATKA NOUZOVÉHO TLAČÍTKA	DR-02-02

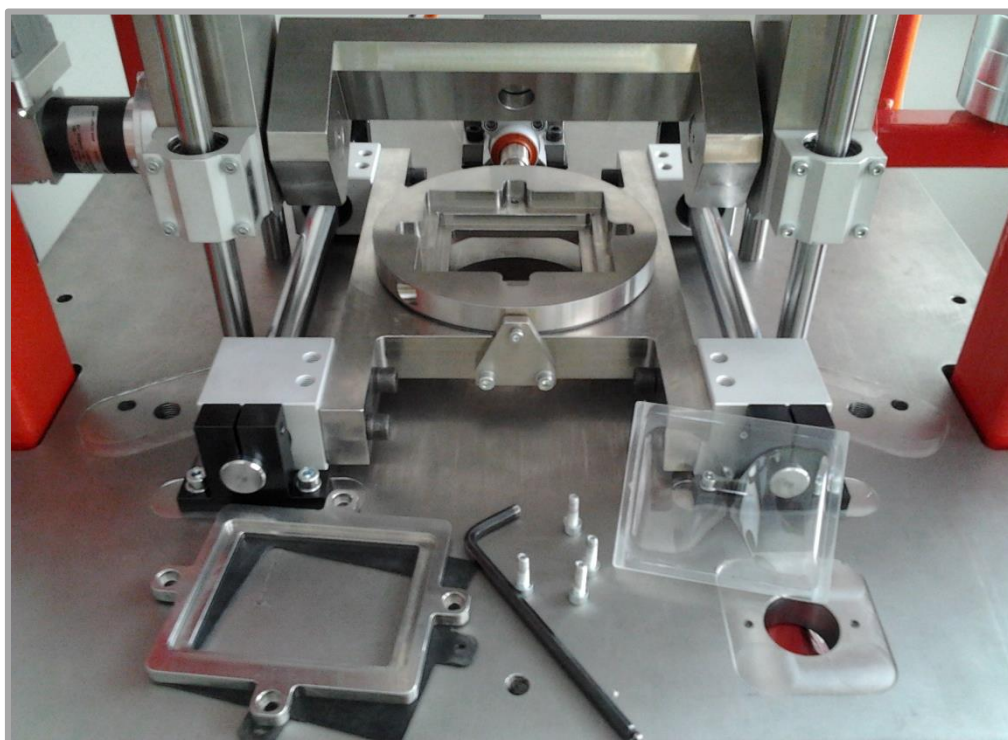
3 Fotografie přístroje



Celková fotografie přístroje v konfiguraci pro kolenní náhradu



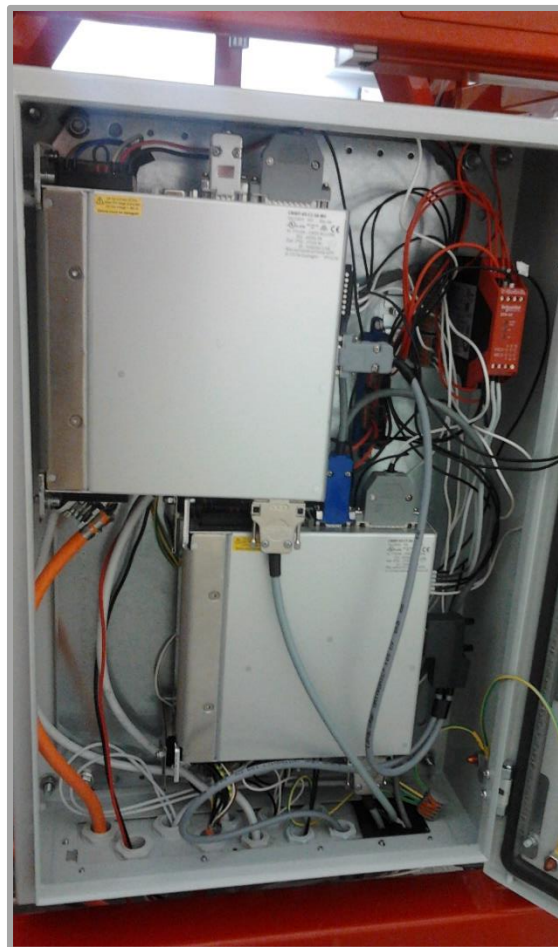
Fotografie „srdce“ přístroje



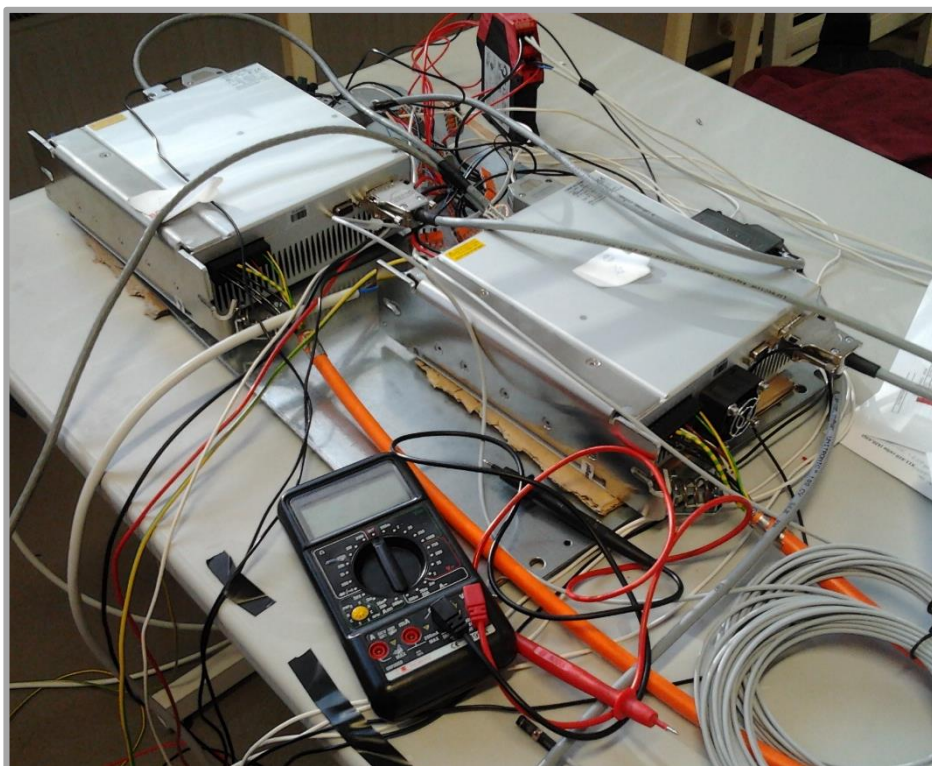
Instalace vložky do kolenního modulu



Rozvaděč přední

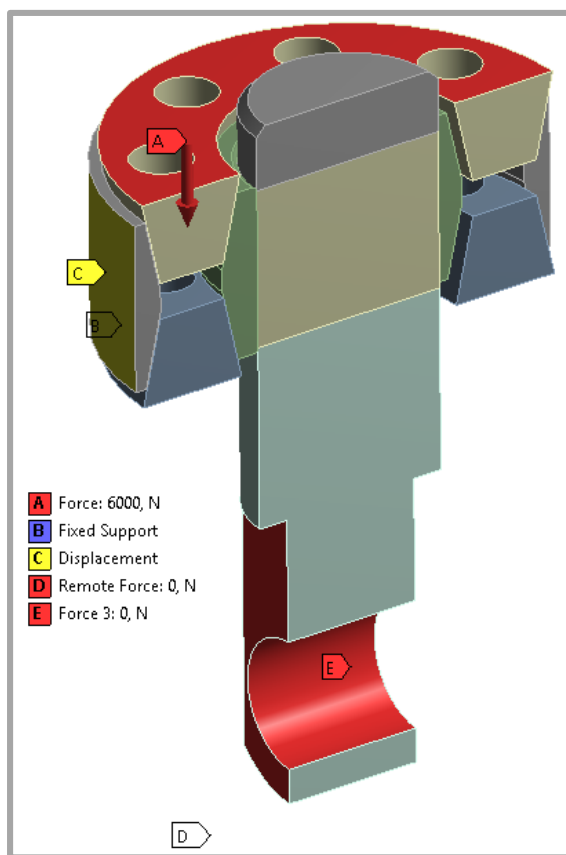


Rozvaděč zadní

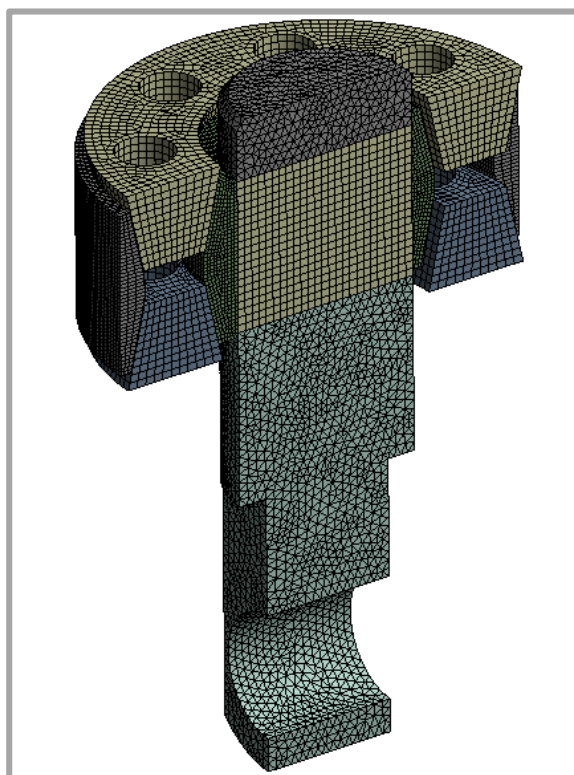


Práce na elektroinstalaci

4 Analýza upínacího trnu stehenního dílu



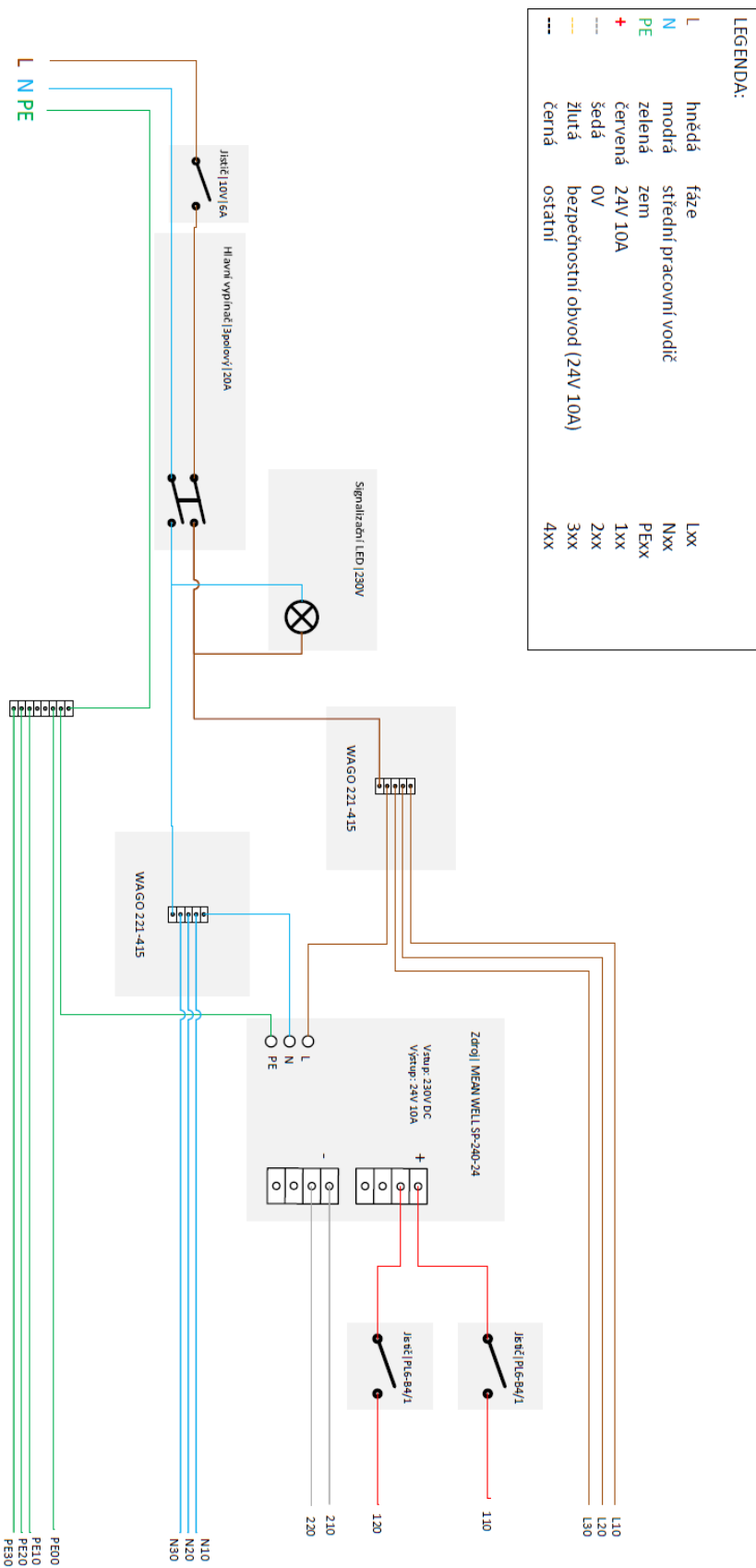
Okrajové podmínky

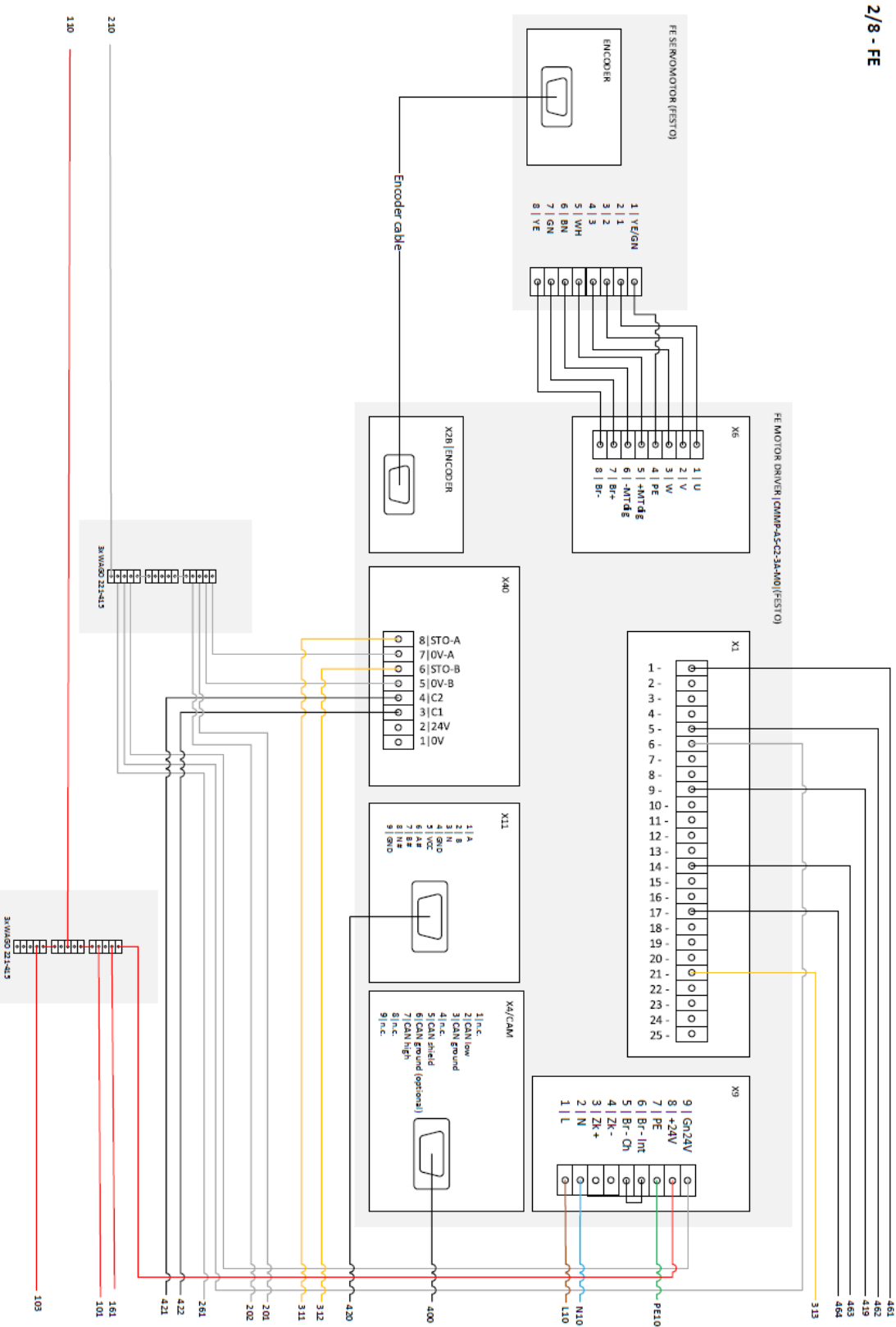


Pohled na síť

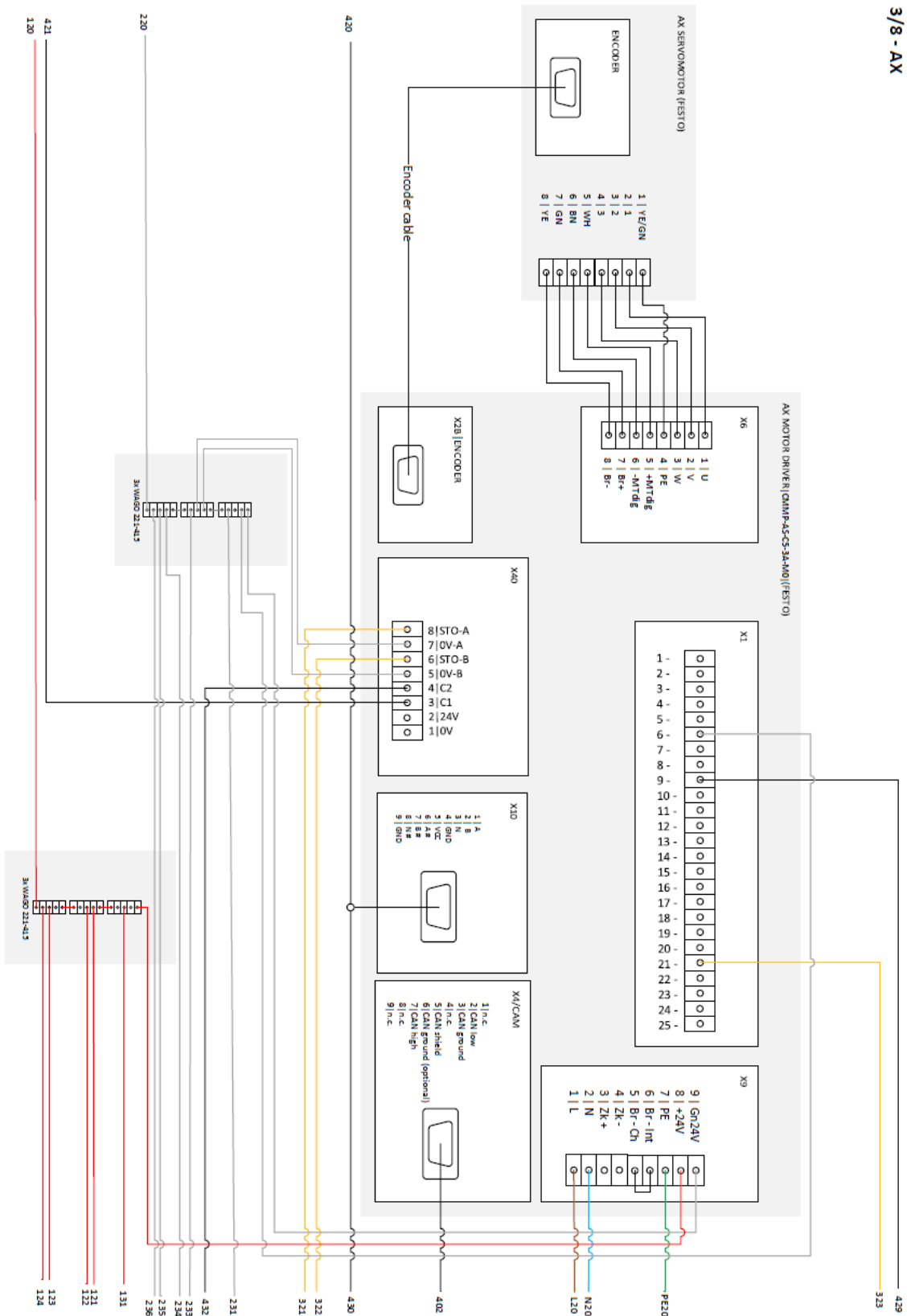
5 Schéma elektroinstalace

1/8 - sítě, ZDROJ

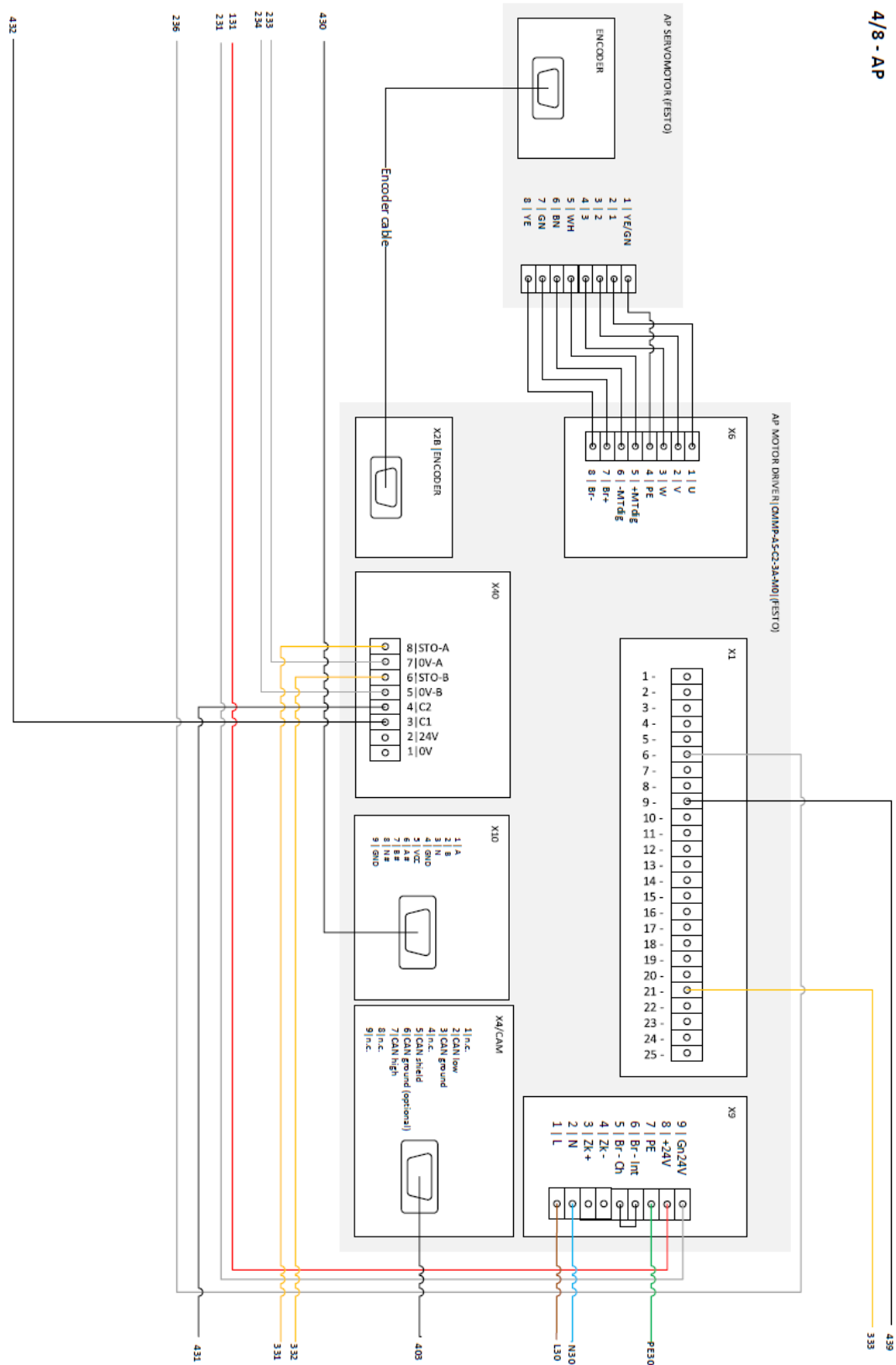




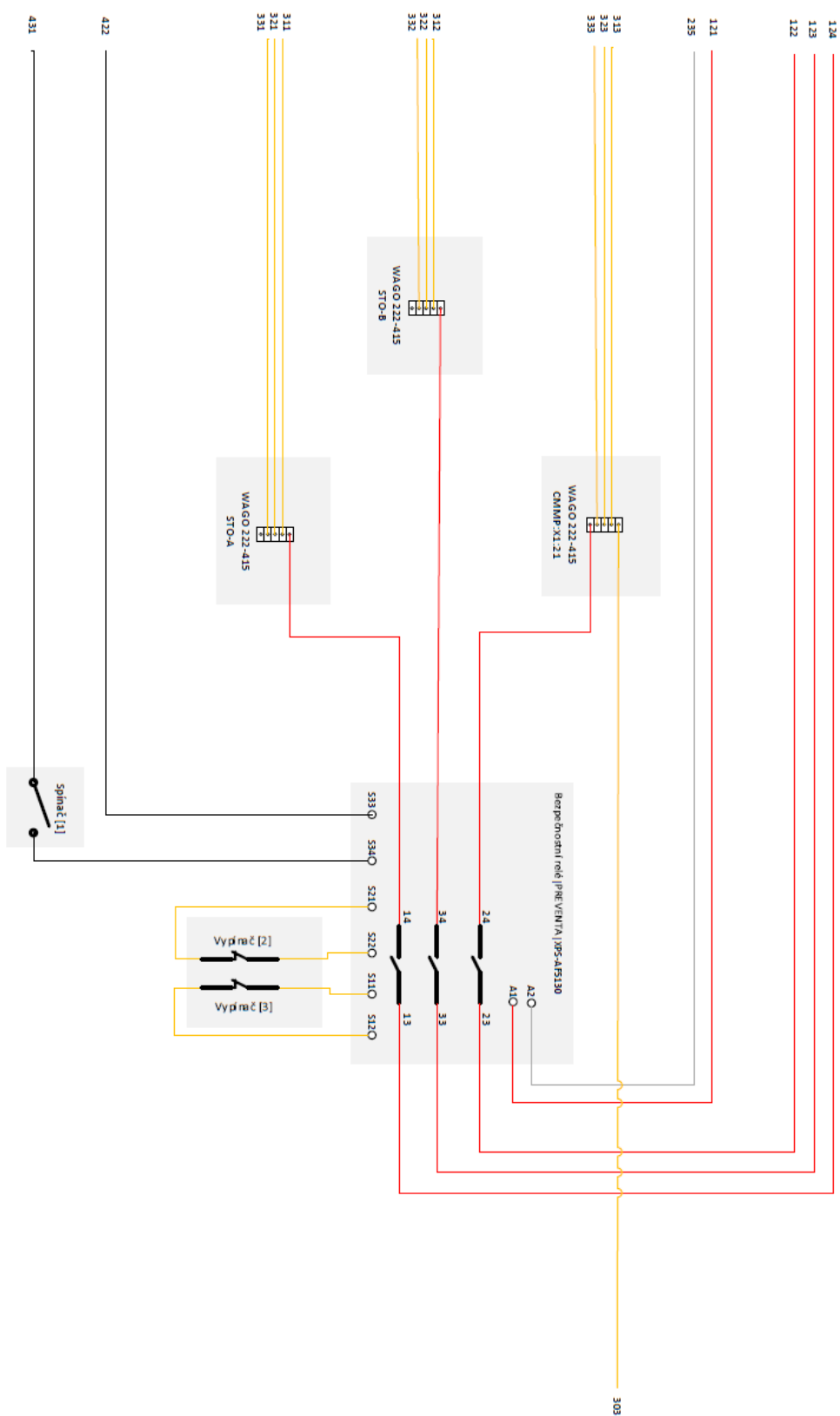
3/8 - AX



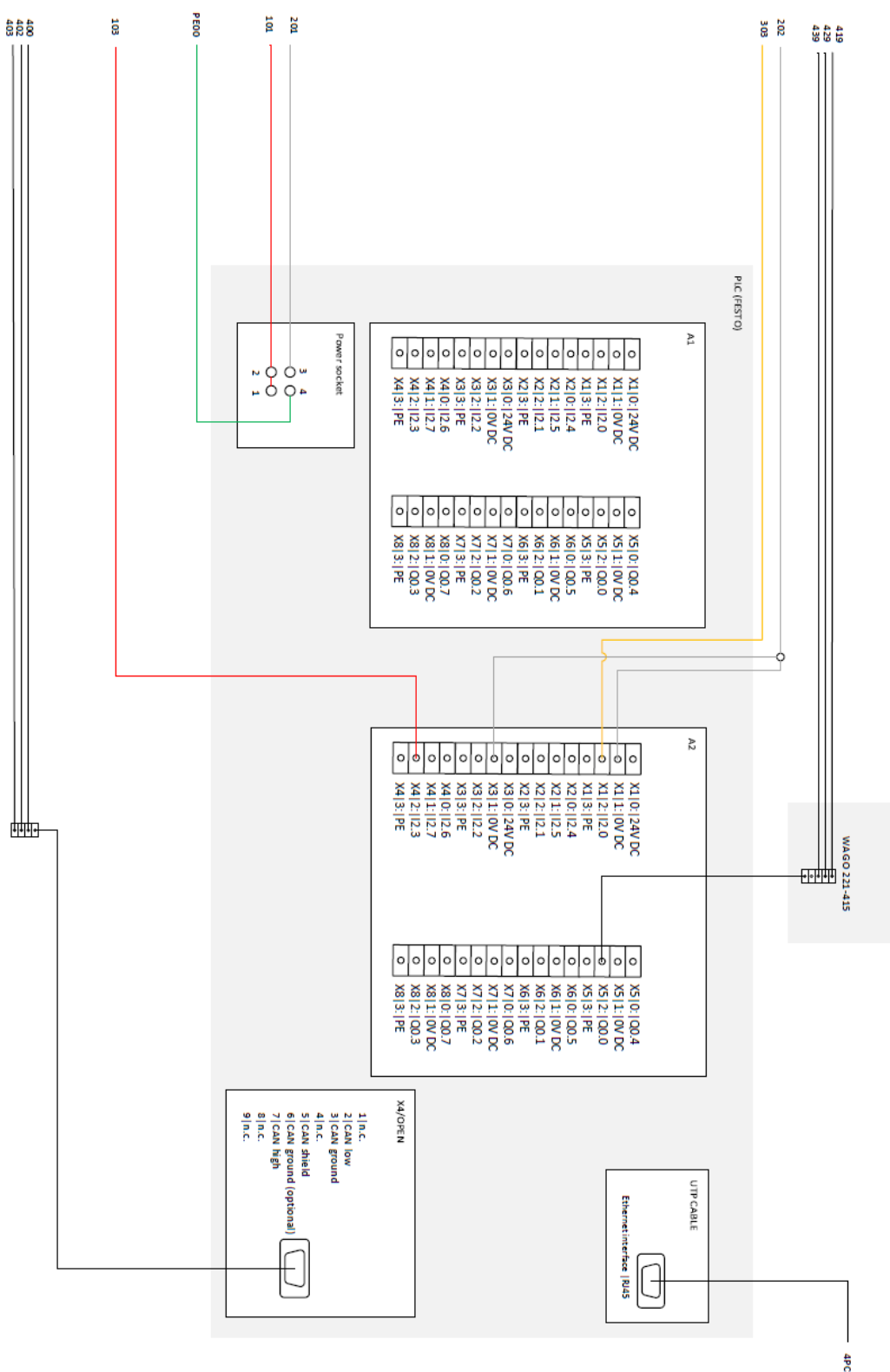
4/8 - AP



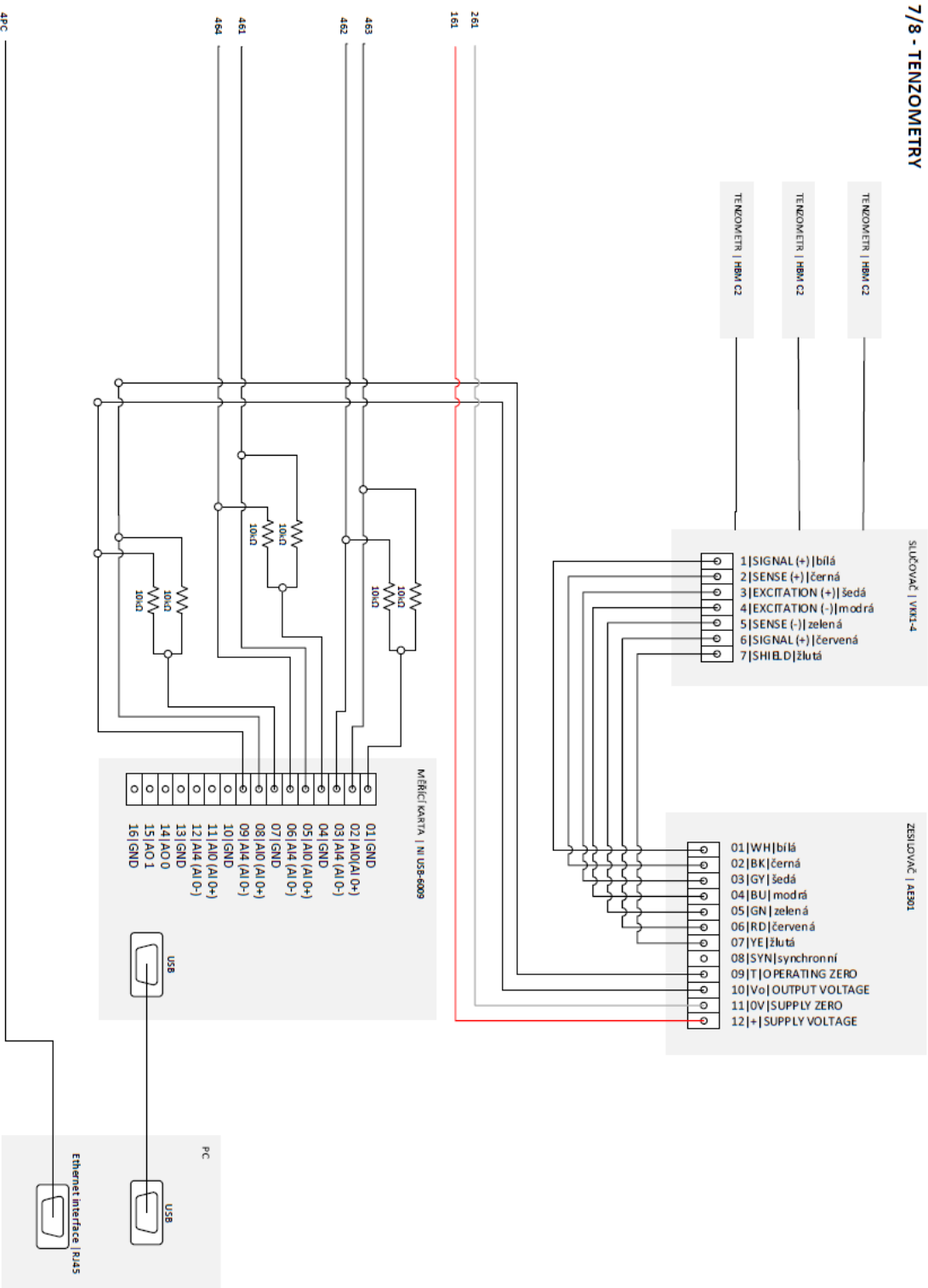
5/8 - PREVENTA



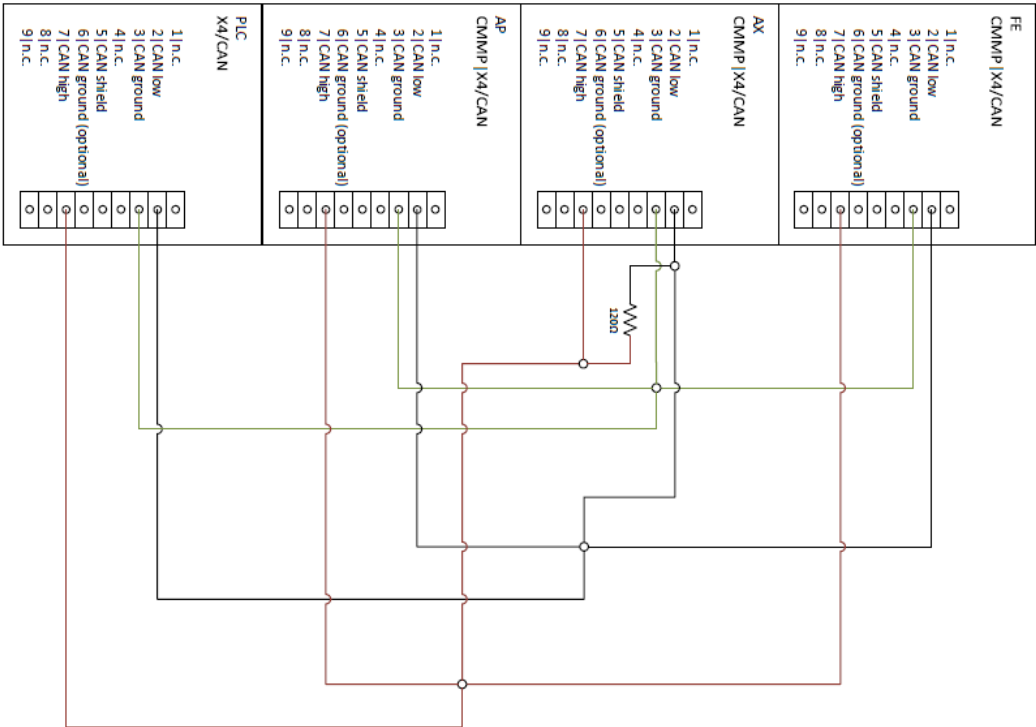
6/8 - PLC



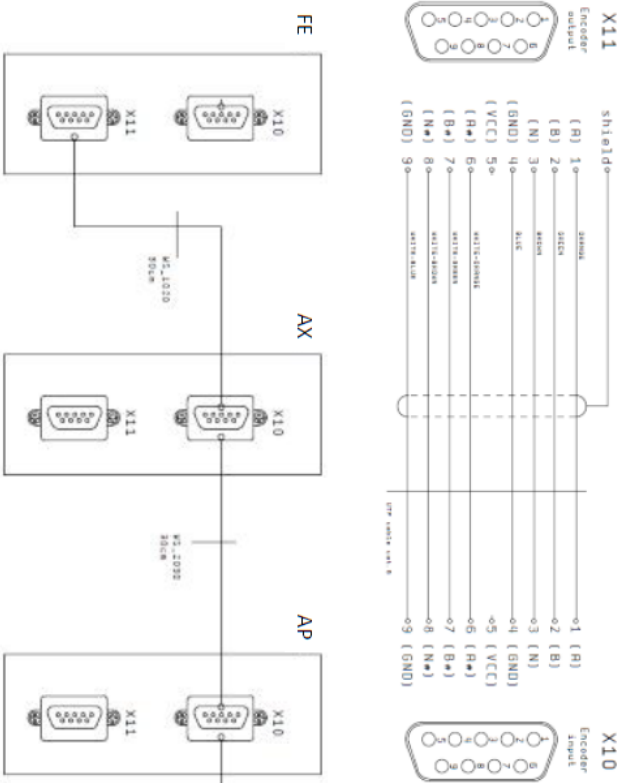
7/8 - TENZOMETRY



8/8 – CAN cable (400,402,403)

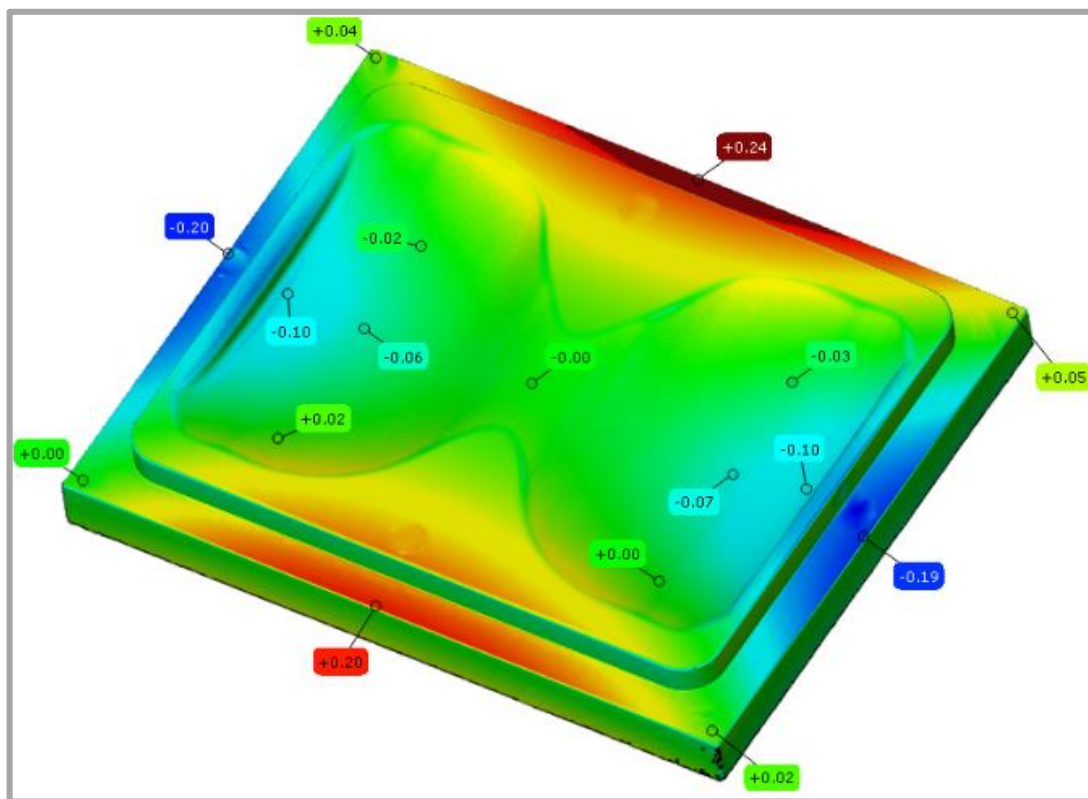


X11-X10 cable (420,430)



6 Tabulka nelineárního chování zátěžného mechanismu

stlačení pružin	síla na siloměrech	tuhost
[mm]	[N]	[N/mm]
1.4	47.9	34.2
2.4	128.0	53.3
3.4	207.5	61.0
4.4	296.4	67.4
6.4	473.0	73.9
8.4	651.3	77.5
9.4	748.2	79.6
12.4	1005.6	81.1
14.4	1193.6	82.9
19.4	1639.2	84.5
29.4	2543.5	86.5

7 Kontrola geometrie dodané průhledné vložky

Odchylka tvaru 3D skenu průhledné vložky od CAD modelu (GOM Inspect)